

Aus der Klinik und Poliklinik für Radiologie
Klinik der Ludwig-Maximilians-Universität München
Direktor: Prof. Dr. med. Jens Ricke

**Computertomographische Untersuchung zur
volumetrischen Entwicklung der Strukturen im Felsenbein**

Dissertation
zum Erwerb des Doktorgrades der Medizin
an der Medizinischen Fakultät der
Ludwig-Maximilians-Universität zu München

vorgelegt von

Timur Ucmak
aus
München

2019

Mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät der Universität
München

Berichterstatter: Prof. Dr. med. Walter Hundt

Mitberichterstatter: Prof. Dr. med. Karl Schneider

Mitbetreuung durch die
promovierte Mitarbeiterin: Frau PD. Dr. med. S. Steinbach

Dekan: Prof. Dr. med. dent. Reinhard Hickel

Tag der mündlichen Prüfung: 11.04.2019

Inhaltsverzeichnis

	<u>Seite</u>
1 Einleitung	1
1.1 Normale Anatomie des Felsenbeins	1
1.1.1 Äußeres Ohr	2
1.1.2 Mittelohr	2
1.1.3 Innenohr	3
1.1.4 Mastoid	4
2 Bildgebende Verfahren des Felsenbein	5
2.1 Übersicht über die bildgebenden Verfahren des Felsenbeins	5
2.1.1 Konventionelle Röntgenaufnahmen	5
2.1.2 Computertomographie	5
2.2 Prinzip der Computertomographie	6
2.3 Mehrzeilen-Detektor-Spiral-Computertomographie (MDCT)	8
3 Ziel der Studie	11
4 Material und Methoden	12
4.1 Patienten	12
4.2 Die technische Infrastruktur – Computertomographen	12
4.3 Aufnahmebereich und Darstellung	12
4.4 Datenakquisition	13
4.4.1 Äußerer Gehörgang	14
4.4.2 Mittelohr	15
4.4.3 Cochlea	16
4.4.4 Mastoid	17
4.4.5 Innerer Gehörgang	18
4.4.6 Gehörknöchelchen	19
4.4.7 Auswertung und Statistik	19
5 Ergebnisse	21
5.1 Volumetrische Veränderungen der Strukturen	21
5.1.1 Äußerer Gehörgang	21
5.1.2 Mittelohr	23
5.1.3 Cochlea	25
5.1.4 Mastoid	27
5.1.5 Innerer Gehörgang	29
5.1.6 Gehörknöchelchen	31

	<u>Seite</u>
5.2 Korrelation der anatomischen Strukturen	33
5.2.1 Korrelation zwischen dem äußeren Gehörgang und dem Mittelohr	33
5.2.2 Korrelation zwischen dem äußeren Gehörgang und dem Mastoid	34
5.2.3 Korrelation zwischen dem äußeren Gehörgang und dem inneren Gehörgang.....	35
5.2.4 Korrelation zwischen dem äußeren Gehörgang und den Gehörknöchelchen	36
5.2.5 Korrelation zwischen dem Mittelohr und dem Mastoid	37
5.2.6 Korrelation zwischen der Cochlea und den Gehörknöchelchen	38
5.2.7 Korrelation zwischen dem Mastoid und dem inneren Gehörgang.....	39
5.3 Gerätespezifische Ergebnisse	40
6 Diskussion	45
6.1 Hochauflösende Computertomographie	45
6.2 Volumetrie der Strukturen des Felsenbeins	46
6.2.1 Äußerer Gehörgang.....	46
6.2.2 Mittelohr	47
6.2.3 Cochlea	48
6.2.4 Mastoid	49
6.2.5 Innerer Gehörgang	51
6.2.6 Gehörknöchelchen	52
7 Zusammenfassung.....	53
8 Literaturverzeichnis.....	55
9 Abbildungsverzeichnis.....	59
10 Anhang	61
10.1 Danksagung	61
10.2 Lebenslauf.....	Fehler! Textmarke nicht definiert.

1 Einleitung

1.1 Normale Anatomie des Felsenbeins

Die Beschreibung der Anatomie des Felsenbeins soll Aufschluss über die komplexe Struktur dieses Knochens geben. Die Abbildung 1 dient zur Veranschaulichung.

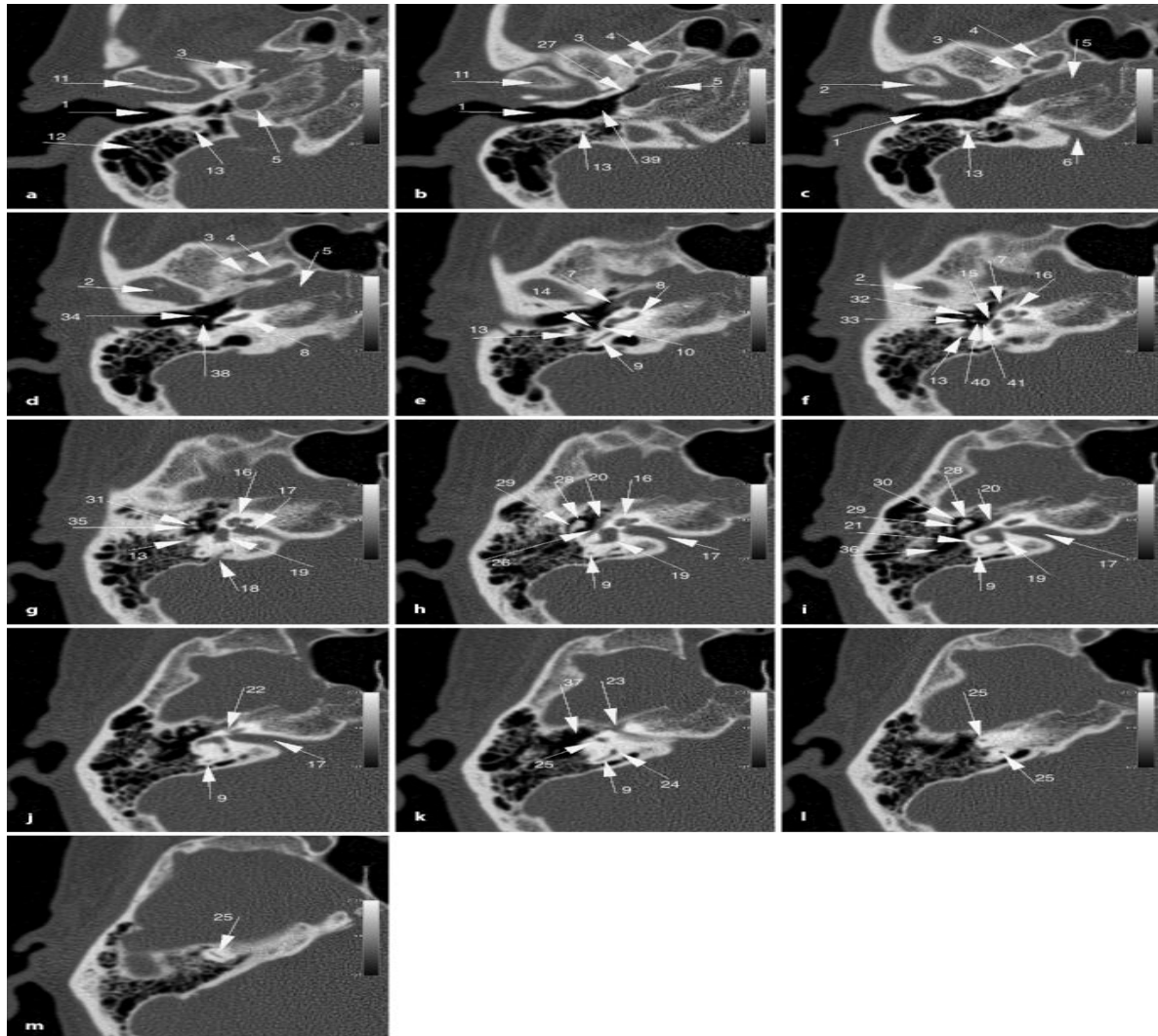


Abb. 1a–m: „[C]T (1 mm Schichtdicke) eines Felsenbeins mit normaler Anatomie. Alle Strukturen sind im Text beschrieben.

1 Meatus acusticus externus, 2 Kiefergelenk, 3 Foramen spinosum, 4 Foramen ovale, 5 Karotiskanal, 6 Aquaeductus cochleae, 7 Musculus tensor tympani, 8 basale Schneckenwindung, 9 dorsaler Bogengang, 10 rundes Fenster, 11 Kiefergelenksköpfchen, 12 Mastoidzellen, 13 Fazialiskanal, 14 Fossula fenestrae cochleae, Sinus tympani, 15 ovales Fenster, 16 Cochlea, 17 Meatus acusticus internus, 18 Aquaeductus vestibuli, 19 Vestibulum, 20 Nervus facialis (Beginn S2-Segment), 21 lateraler Bogengang, 22 Fazialisknie, 23 Ganglion geniculi, 24 Crus commune des dorsalen und anterioren Bogengangs, 25 anteriorer Bogengang, 26 Canalis facialis (S2-Segment), 27 Tuba auditiva, 28 Caput mallei, 29 Corpus incudis, 30 Area Prussaki, 31 Articulatio incudomallearis, 32 Collum mallei, 33 Crus longum incudis, 34 Manubrium mallei, 35 Crus breve incudis, 36 Antrum, 37 Epitympanon (Attic), 38 Mesotympanon, 39 Hypotympanon, 40 Articulatio incudostapedialis“ [1]

1.1.1 Äußeres Ohr

Die Wand des äußeren Gehörgangs (Meatus acusticus externus: Nr. 1, Abb. 1a, b, c) besteht aus einem äußeren, knorpeligen Drittel und aus zwei inneren, knöchernen Dritteln. Das Kiefergelenk (Nr. 2, Abb. 1c, d) und das Kiefergelenksköpfchen (Nr. 11, Abb. 1a, b) befinden sich von hier aus gesehen in ventrokaudaler Richtung. Der äußere Gehörgang erstreckt sich von der äußeren Ohröffnung bis zum Trommelfell und ist beim Erwachsenen in der Regel 2-3 cm lang.

1.1.2 Mittelohr

Die Paukenhöhle (Cavum tympani) ist der größte Teil des Mittelohrs und besteht aus drei Teilen: Epitympanon (Nr. 37, Abb. 1k), Mesotympanon (Nr. 38, Abb. 1d) und Hypotympanon (Nr. 39, Abb. 1b). Im Epitympanon befindet sich der Zugang (Antrum: Nr. 36, Abb. 1i) zu den Mastoidzellen (Nr. 12, Abb. 1a).

Die Paukenhöhle ist über die Tube (Tuba auditiva: Nr. 27, Abb. 1b) offen mit dem oberen Rachenraum verbunden und enthält die dreigliedrige Gehörknöchelchenkette, bestehend aus Hammer (Malleus: Nr. 28, Abb. 1h, i), Amboss (Inkus: Nr. 29, Abb. 1h, i) und Steigbügel (Stapes: Nr. 41, Abb. 1f). Der Musculus tensor tympani (Nr. 7, Abb. 1e, f) entspringt der Tube und setzt am Griff des Hammers an. Der Hammer ist einerseits über den Hammerstiel (Manubrium mallei: Nr. 34, Abb. 1d) mit dem Trommelfell und andererseits über das Inkudomalleolargelenk (Artikulation Inkudomalleolaris: Nr. 31, Abb. 1g) mit dem Amboss verbunden. Weitere Strukturen, die dargestellt werden können, sind der Hals des Hammers (Collum mallei: Nr. 32, Abb. 1f) und die beiden Schenkel des Amboss (Crus longum: Nr. 33, Abb. 1f; Crus breve incudis: Nr. 35, Abb. 1g). Amboss und Steigbügel artikulieren über das Inkudostapedialgelenk (Nr. 40, Abb. 1f). Die Fenster stellen die Verbindung zwischen dem Mittelohr und dem Innenohr her. Die Gehörknöchelchenkette schließt mit der Steigbügelplatte (Basis stapedis) am ovalen Fenster (Nr. 15, Abb. 1f) ab. Der Prussak-Raum (Nr. 30, Abb. 1i) befindet sich zwischen dem Trommelfell (Membrana tympani) und dem Hals des Hammers (Collum mallei). In diesem kleinen Raum können Cholesteatome entstehen. Ein weiterer knöcherner Raum, in dem typische Mittelohrpathologien entstehen können, ist der Sinus tympani (Nr. 14, Abb. 1e). Die ventrokaudal des Mittelohrs gelegenen Foramina enthalten wichtige Strukturen der Schädelbasis [1]. Das Foramen spinosum enthält die Arteria meningea media (Nr. 3, Abb. 1a, b, c, d). In unmittelbarer Nachbarschaft dazu liegt das Foramen ovale, welches den Nervus mandibularis (Nr. 4, Abb. 1b, c, d) enthält. Der Karotiskanal (Nr. 5, Abb. 1a, b, c, d) kommt weiter dorsal zur Darstellung.

1.1.3 Innenohr

Das Innenohr befindet sich in der Felsenbeinpyramide (Os temporale, Pars petrosa) und besteht aus zwei Teilen: knöchernes und häutiges Labyrinth (Labyrinthus osseus et Labyrinthus membranaceus). Das knöcherne Labyrinth beinhaltet die Schnecke (Cochlea: Nr. 16, Abb. 1f, g, h, Nr. 2, Abb. 2a, b), den Vorhof (Vestibulum: Nr. 19, Abb. 1g, h, i, Nr. 3, Abb. 2a, b) und die Bogengänge (anteriöer Bogengang: Nr. 25, Abb. 1k, l, m; lateraler Bogengang: Nr. 21, Abb. 1i, Nr. 1, Abb. 2a; dorsaler Bogengang: Nr. 9, Abb. 1e, h, i, j, k, Nr. 5, Abb. 2b). Weitere Bestandteile des Labyrinths sind der cochleäre (Nr. 6, Abb. 1c) und der vestibuläre Aquädukt (Nr. 18, Abb. 1g). Die Perilymphe befinden sich im cochleären Teil. Der Verlauf des cochleären Aquädukts erstreckt sich [v]on der basalen Schneckenwindung (Nr. 8, Abb. 1d, e) zur Hinterkante des Felsenbeins etwas unterhalb des Meatus acusticus internus (Nr. 17, Abb. 1h, i, j). Er verbindet den perilymphatischen Raum des Labyrinths mit dem Subarachnoidalraum des Kleinhirnbrückenwinkels. Der vestibuläre Aquädukt enthält Endolympe. Er verläuft vom Vestibulum nach dorsokaudal an die Hinterkante des Felsenbeins und endet hier im endolymphatischen Sack (...)“ [1].

Die Schnecke hat drei Gänge: Schneckengang (Ductus cochlearis), Paukentreppe (Scala tympani) und Vorhoftrappe (Scala vestibuli).

Sie windet sich ca. 2.5 Mal um die knöcherne Schneckenwindung (Modiolus) [2]. Eine feine Knochenleiste (Lamina spiralis ossea) dient dabei als Trennwand zwischen den Windungen. Im Schneckengang verläuft der Nervus cochlearis. Somit umschließt die Schnecke das Gehörorgan. Der Vorhof (Vestibulum) ist mit den beiden Vorhofsäckchen (Utriculus und Sacculus) für den Gleichgewichtssinn zuständig und stellt damit den vestibulären Anteil des Labyrinths dar. Der Vorhof und die Bogengänge können zwar in der CT dargestellt werden, jedoch nicht die beiden Vorhofsäckchen.

Der Nervus facialis und der Nervus vestibulocochlearis ziehen durch den inneren Gehörgang (Nr. 17, Abb. 1h, i, j) und ziehen in das Felsenbein. Nach Austritt aus dem inneren Gehörgang, verläuft der Fazialis zum Ganglion geniculi (Nr. 23, Abb. 1k). Das so genannte erste Knie (Nr. 22, Abb. 1j) beschreibt einen nach dorsal ziehenden Verlauf des Nervus facialis (Nr. 20, Abb. 1h, i) und seine Lokalisation zwischen dem ovalen Fenster und dem lateralen Bogengang. Das zweite Knie ist die Beschreibung eines nach kaudal, in den mastoidalen Bereich (Nr. 13, Abb. 1a, b, c, e, f, g) ziehenden Verlaufs. Danach tritt der er den Fazialiskanal ein und verlässt durch das Foramen stylomastoideum die Schädelbasis [1].

1.1.4 Mastoid

Die größte Warzenfortsatzzelle (Antrum mastoideum) befindet sich in der Felsenbeinpyramide (Os temporale, Pars petrosa). Sie verbindet die Mittelohrhöhle mit den luftgefüllten Räumen des Warzenfortsatzes (Processus mastoideus). Diese mit Schleimhaut ausgekleideten Pneumatisationsräume dienen zugleich als Resonanzräume zur akustischen Verstärkung. Durch diese anatomische Verbindung zwischen Mittelohr und Warzenfortsatz kann eine Otitis media im schlechtesten Fall zu einer Mastoiditis führen.

2 Bildgebende Verfahren des Felsenbein

2.1 Übersicht über die bildgebenden Verfahren des Felsenbeins

Als die ersten Publikationen über die röntgenologische Diagnostik des Ohres erschienen, gelang es Scheier und Henle im Jahre 1904 den äußeren Gehörgang (Meatus acusticus externus), den Warzenfortsatz (Processus mastoideus) und die drei Bogengänge röntgenologisch darzustellen [3]. Im Jahre 1905 fasste Schüller die Ergebnisse seiner Untersuchungen auf dem Gebiet der radiologischen Diagnostik in seinem Buch "Die Schädelbasis im Röntgenbild" zusammen. Hier wurde zum ersten Mal die Anwendung der Schüller-Projektion zur Felsenbeindarstellung erläutert [4]. Die radiologische Felsenbeindiagnostik hat sich seit der Einführung der Computertomografie weiterentwickelt. Zum ersten Mal konnten Pathologien des Mittelohrs ohne Überlagerung von anatomischen Strukturen dargestellt werden. Für die Darstellung des inneren Gehörgangs wurde die Zisternographie verwendet. Die weitaus detailreichere Darstellung von Nerven und feinsten Strukturen des Felsenbeins, wie z.B. dem häutigen Labyrinth, erfolgte durch die Weiterentwicklung der MRT-Technologie. Dies führte dazu, dass die Computertomografie-Zisternographie für eine detailreichere Weichteildarstellung von der MRT abgelöst wurde.

2.1.1 Konventionelle Röntgenaufnahmen

„[R]öntgenübersichtsaufnahmen nach Schüller und Stenvers haben praktisch keine Bedeutung mehr und sind als obsolet anzusehen. Sie wurden vollständig durch die CT ersetzt“[1].

2.1.2 Computertomographie

„[D]ie CT ist die Standardmethode in der Felsenbeindiagnostik zur Darstellung der knöchernen Strukturen, der Gehörknöchelchenkette und der pneumatisierten Räume. Entzündliche oder tumoröse Veränderungen werden als Affektionen der knöchernen Strukturen abgebildet und können dann unter Berücksichtigung der Klinik einer Pathologie zugeordnet werden. Der große Kontrast zwischen Luft und Knochen in Verbindung mit einer hohen Ortsauflösung erlaubt die exzellente Darstellung von Missbildungen und Frakturen. Die CT ist daher die Methode der Wahl zur Darstellung des Meatus acusticus externus und des Mittelohres“[1].

2.2 Prinzip der Computertomographie

Im Jahre 1968 beschrieb der Erfinder der Computertomographie, Godfrey Hounsfield, das Prinzip der Computertomographie wie folgt: *„Mit einem eng fokussierten Röntgenstrahl wird eine transversale Körperscheibe tangential durchdrungen, das resultierende Intensitätsprofil wird über einen Szintillationsdetektor erfasst. Die Durchstrahlung wird aus einer Vielzahl von Winkeln wiederholt, so dass eine entsprechende Zahl von Intensitätsprofilen aus definierten Winkeln entsteht.“* Nach dem die Röntgenstrahlen die zu untersuchende Struktur durchdrungen haben und von den Detektoren erfasst worden sind, muss mit Hilfe eines Algorithmus aus den gewonnenen Daten ein Bild errechnet werden. Für diese rein rechnerisch erstellte Bildrekonstruktion wird die Schwächung der Intensität der Röntgenstrahlung durch das Untersuchungsobjekt verwendet. Den dabei entstandenen Datensatz nennt man Projektion. Aus den so erstellten Datensätzen werden dann Schnittbilder in verschiedenen Ebenen rekonstruiert.

Aus der Bildrekonstruktion entsteht eine Matrix. Diese Matrix enthält digitale Schwächungswerte. Die Matrix wiederum lässt sich in einzelne Bildelemente, den Pixel, aufteilen. Jedes dieser Pixel stellt einen Ausschnitt des durchstrahlten Gewebes dar. Dem Körperquerschnittsbild, welches in eine Pixel-Rekonstruktionsmatrix eingeteilt wurde, wird eine bestimmte Dicke zugeordnet. Die untersuchte Schicht wird in räumliche Bildelemente, auch Voxel genannt, eingeteilt. Das Volumen eines Voxels wird durch die Schichtdicke und Matrixgröße definiert. Üblicherweise enthält eine Bildmatrix 512x512 bzw. 1024x1024 Pixel und die Schichtdicke variiert zwischen 1 und 12 mm. Aus jedem der Pixel wird nun ein Röntgenschwächungskoeffizient berechnet. Dieser Wert wird dann zu einer charakteristischen Graustufe zugeordnet und dargestellt. Wenn das Volumen des Voxels zu groß gewählt wird, dann zeigt sich ein zu stark gerastertes Bild. Durch die Weiterentwicklung der modernen Computertomographen können nun so feine Schichten aufgenommen werden, dass praktisch keine groben Rasterungen mehr auftreten.

Bei der Spiral-CT wird die Patientenliege kontinuierlich durch die Gantryöffnung (Bezeichnung für Röhre und Detektoren zusammen) bewegt. Die Röntgenröhre dreht sich dabei ohne Unterbrechung um den Patienten. Aus der synchronen Tisch- und Röntgenbewegung entsteht dabei eine spiralförmige Bahn, daher auch die Bezeichnung „Spiral-CT“. Es entstehen somit mehrere Durchleuchtungswinkel, dh. jedes Voxel wird von verschiedenen Seiten aus durchleuchtet. Aus dem so entstandenen Volumendatensatz können Bilder auf vielfältige Art rekonstruiert werden [5, 6, 7].

Der Vorteil dieser Aufnahmetechnik ist die Erstellung von kontinuierlichen Daten. Im Folgenden sollen weitere Vorteile dieses Verfahrens erwähnt werden:

- Es resultieren kürzere Untersuchungszeiten, da während einer einzigen Atempause große Volumina erfasst werden und der Patient dabei ohne Unterbrechung durch die Gantry gefahren wird. Ganzkörperscans mit modernen CT's dauern somit nur wenige Sekunden [6, 7].
- Durch die exakte Eingabe des Delays werden effizientere Kontrastmittelgaben ermöglicht. Daraus resultiert eine genauere Erfassung des maximalen Enhancements [7].
- Die Entstehung von Artefakten wird durch die kürzere Untersuchungsdauer und durch die Rekonstruktion überlappender Schichten deutlich minimiert [7].
- Da die Durchleuchtung eines Volumens kontinuierlich und ohne Unterbrechungen abläuft, kann „[d]ie Rekonstruktion von Schichten in jeder beliebigen Schichtposition innerhalb dieses Volumens, ebenso die Berechnung von überlappenden Schichten und Sekundärrekonstruktionen“ [7] erfolgen.

Trotz der oben genannten Vorteile, gibt es den Nachteil der Entstehung inkonsistenter Datensätze aufgrund der Bewegungsartefakte. Der Grund hierfür ist, dass verschiedene Scanpositionen erfasst werden: durch den kontinuierlichen Tischvorschub liegen Beginn und Ende einer 360°-Gantryrotation in einem anderen Bereich. Somit sind die einen Messbereiche vor und die anderen wiederum hinter der gewünschten Bildposition. Um diesen Nachteil auszugleichen, kommt die z-Interpolation zur Verwendung. Die z-Interpolation wird zur Berechnung eines planaren und konsistenten Datensatzes für jeden gewünschten Bildbereich genutzt. Folglich wird aus den gewonnenen Daten eine lineare Interpolation zwischen den vor und hinter der Tischposition liegenden Daten bei gleichem Röhrenwinkel erstellt. Das Resultat ist ein planarer und konsistenter Datensatz mit deutlich reduzierten Bewegungsartefakten [8, 9].

Damit man jedoch zwei Messwerte des gleichen Röhrenwinkels erhalten kann, braucht man zwei vollständige Umdrehungen. Das führt zu einer massiven Vergrößerung der Datenmenge pro aufgenommene Schicht und zur Verbreiterung des Schichtempfindlichkeitsprofils. Das Schichtempfindlichkeitsprofil gibt die Genauigkeit der Abgrenzung der detektierten Schicht an. Dadurch wird erkannt, in welchem Masse auch außerhalb der Schicht liegende Strukturen für die Bildrekonstruktion mitberechnet werden. Idealerweise werden alle Strukturen innerhalb der gewünschten Schicht erfasst und alle Strukturen außerhalb der Schicht tragen

nicht zum Bild bei. Bei Vergrößerung des Datensatzes tragen Objekte, die außerhalb der aufgenommenen Schicht liegen, zur Bildrekonstruktion bei und führen folglich zur Überlagerung von anderen Strukturen. Die Ortsauflösung und der Kontrast werden dadurch reduziert [8].

Zum Ausgleich dieses Nachteils der Spiral-CT können Alternativ-Algorithmen zur z-Interpolation benutzt werden. Diese verkleinern den Datenbereich enorm. Hier kommt es zum Beispiel zum Einsatz vom so genannten Rebinning, das die Eingrenzung des Datenbereichs ermöglicht. Beim Daten-Rebinning werden statt 360°-Rotationen 180°-Rotationen als Berechnungsgrundlage verwendet. Damit die andere Seite der Rotation miterfasst wird, findet eine entsprechende Daten-Umsortierung statt. Dies führt zu einer erheblichen Reduktion der Datenmenge, da für die Erfassung von zwei Werten mit gleichem Röhrenwinkel nicht mehr zwei 360°-Rotationen benötigt werden [8].

Für eine Verbesserung von Ortsauflösung und Kontrast bei verbreitertem Schichtempfindlichkeitsprofil muss der Bildabstand beim Rekonstruieren möglichst stark verkleinert werden. Dadurch, dass das Rekonstruktionsinkrement und die Position frei bestimmt werden können, können anatomische Strukturen im rekonstruierten Bild auch nachträglich optimal dargestellt werden [8, 9].

2.3 Mehrzeilen-Detektor-Spiral-Computertomographie (MDCT)

Ein weiterer technologischer Entwicklungsschritt der Spiral-Computertomographie erfolgte durch die Einführung der MDCT. In der MDCT werden Röntgenstrahlen von mehreren parallelen Detektorzeilen gleichzeitig erfasst. Ein Vorteil der sich daraus ergibt ist, dass die Scan-Länge um die Anzahl der Detektorensysteme vergrößert werden kann und die Ortsauflösung in z-Richtung verbessert werden kann.

Diese Datensätze haben dann eine hohe Auflösung. Sie können von verschiedenen Schichtebenen dargestellt und betrachtet werden. Außerdem können diese Datensätze im 3D-Bereich in guter Qualität rekonstruiert und nachbearbeitet werden.

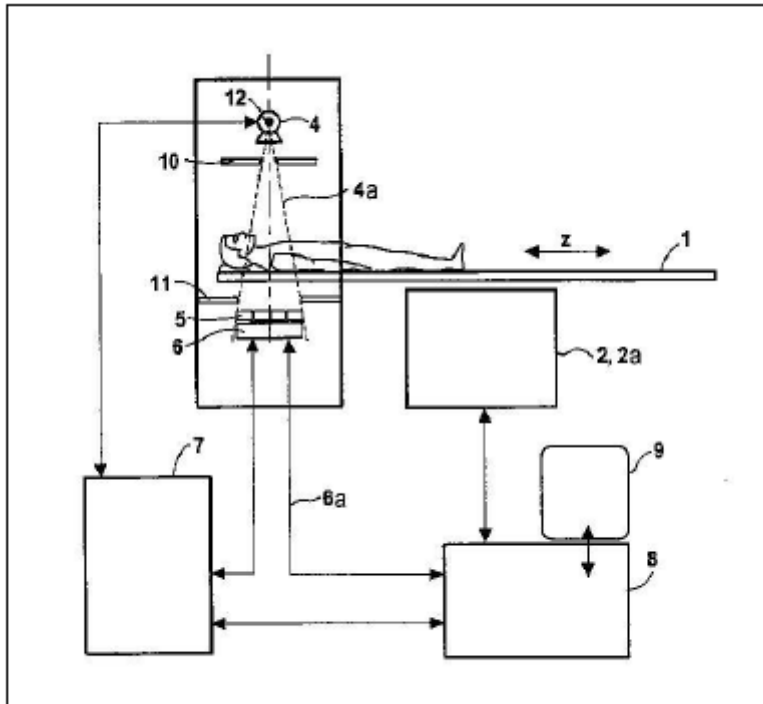


Abb. 2: „[M]ehrzeilen - Spiral - Computertomograph (MSCT)
 (1) Patientenliege, (2) Motor, (4) Röntgenröhre, (4a) Röntgenstrahlenbündel, (5) Detektor,
 (6) Datenerfassungseinheit, (6a) Datenübertragungseinheit, (7) Röntgengenerator, (8) Bildrechner,
 (9) Monitor, (10+11) Blenden, (12) Fokus“ [10]

Zum technischen Aufbau der MDCT: Das sich um das zu erfassende Volumen drehende Meßsystem besteht aus „[R]öntgenröhre mit Röntgengenerator, Detektorsystem mit Datenerfassungs- und Übertragungseinheit und den zwei Blendeneinheiten zur Einblendung des Röntgenstrahlenbündels sowie zur Streustrahlenreduktion [11]“. Die Position der Patientenliege kann in zwei Ebenen modifiziert werden: in der Höhe und entlang der z-Richtung. Die aus mehreren Detektorzeilen bestehende Detektoreinheit kann in ihrer Breite in z-Richtung unterschiedlich eingestellt werden.

Die Röntgenröhre dreht sich um die z-Achse und sendet einen fächerförmigen Strahlenbündel aus, das vom gekrümmten und mehrzeiligen Detektor erfasst wird.

Für die Erfassung der Projektionsdaten muss das Strahlenbündel durch die Ausrichtung der Schlitzblenden senkrecht zur z-Achse verlaufen und die Patientenschichten durchstrahlen. Für eine lückenlose Erfassung der Projektionsdaten, welche für die Rekonstruktion von Transversalschichtbildern notwendig ist, rotiert das Meßsystems kontinuierlich um die z-Achse des Patienten.

Bei der Bewegung des Patienten durch das Meßsystem und entlang der z-Achse erfolgt eine Mehrfach-Abtastung.

Die so entstandenen Projektionsdaten werden durch die Bildrekonstruktion zu ihrer jeweiligen Ortsposition zugeordnet. Die durch die gleichzeitige Detektion, den kontinuierlichen Tischvorschub und durch Bewegung entstandene Bildverwischung wird durch den Einsatz von Filtern und durch die Verwendung der z-Interpolation wieder berichtigt.

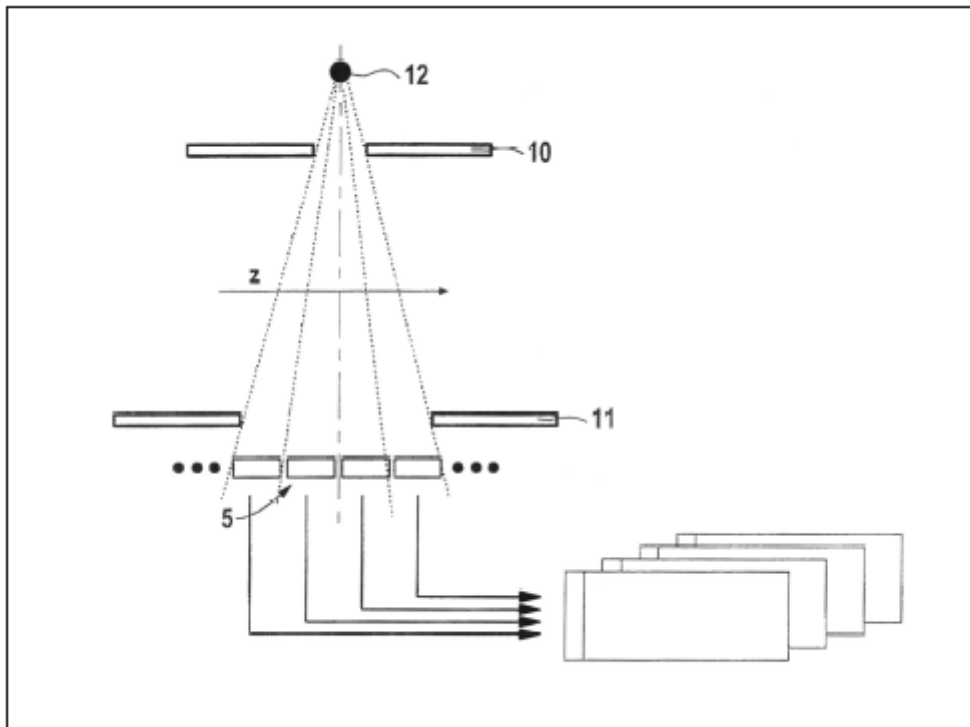


Abb. 3: „[Ü]berlagerung von Teilbildern bei mehreren Detektorzeilen
(5) Detektor, (10+11) Blenden, (12) Fokus“ [12]

Wie in Abbildung 3 ersichtlich, kann theoretisch jede einzelne Zeile des Detektors (5) durch eine bestimmte Einstellung der Schlitzblenden (10, 11), auch Kollimatoren genannt, für die Erzeugung eines eigenen Bildes genutzt werden. Die Aufsummation der Bilder vermindert mögliche Unschärfen. Eine verbesserte axiale Auflösung wurde durch die Verkürzung der Umdrehungszeit des Meßsystems auf unter 0,5 Sekunden ermöglicht.

Die Vorteile der MDSCT sind die Verkürzung der Rotationsdauer und die gleichzeitige Erfassung mehrerer Schichten. Daraus ergibt sich eine reduzierte Untersuchungsdauer, eine Abdeckung größerer Volumina und die Verbesserung der axialen Auflösung.

3 Ziel der Studie

3.1 Welche Volumina haben die Strukturen des äußeren Ohres, des Mittelohres und des Innenohrs bei Kindern im Alter zwischen 0 und 10 Jahren?

Wie verändern sich die Volumina der verschiedenen Ohrstrukturen bei Kindern im Alter zwischen 0 und 10 Jahren?

3.2 Gibt es geschlechtsspezifische Unterschiede in den Volumina bei den Kindern?

3.3 Bestehen gerätetechnische Unterschieden bei der Bestimmung der Volumina in Abhängigkeit von verwendeten Computertomographen?

4 Material und Methoden

4.1 Patienten

Diese retrospektive Studie beinhaltet 96 Felsenbein-Computertomographie-Untersuchungen von 50 Knaben und 46 Mädchen. Das jüngste untersuchte Kind ist 6 Monate alt, das Älteste ist 12 Jahre alt. Die Untersuchung wurde aus klinischer Indikation durchgeführt, aus diesem Grund war eine Zustimmung der Ethikkommission nicht notwendig.

Die Indikationen zur computertomografischen Untersuchung waren Schwerhörigkeit mit der Frage nach Fehlbildungen und die präoperative Abklärung vor einer Cochleaimplantation. Für die Auswertung wurden verschiedene Altersgruppen gebildet: 0,5-1,0 – 1,0-1,5 – 1,5-2,0 – 2,5-3,0 – 3,5-4,0 – 4,5-5,0 – 5,0-6,0 – 6,0-7,0 – 7,0-8,0 – 8,0-9,0 – 9,0-10 Jahren. Die Erziehungsberechtigten gaben im Voraus ihr Einverständnis für die computertomografische Untersuchung ihres Kindes.

4.2 Die technische Infrastruktur – Computertomographen

Für die computertomografische Untersuchungen der Strukturen des Felsenbeins wurden zwei verschiedene Geräte zur Verfügung gestellt: Ein 16 Zeilen- und ein 64-Zeilen Multidetektor-Computertomograph (Siemens Medical Solution, Erlangen, Deutschland). Bei 57 Patienten kam ein 16 Zeilen- und bei 35 Patienten ein 64 Zeilen-Multidetektor-Computertomograph zum Einsatz. Die übrigen Untersuchungen wurden mit einem 4 Zeilen-Computertomographen durchgeführt.

4.3 Aufnahmebereich und Darstellung

Der Aufnahmebereich lag an der Grenze zum unteren der Orbitarand und parallel zum harten Gaumen [13]. Die Cornea wurde vom Strahlengang nicht miterfasst. Für die Bildrekonstruktion wurde eine Fenstermitte mit 800 HU (Hounsfield Einheiten) und ein Gesamtspektrum mit 4000 HU (Hounsfield Einheiten) gewählt. Die Röhrenspannung lag bei 100 kV und der Röhrenstrom bei 60-300 mAs. Die Röhrenrotationszeit war geräteabhängig und unterschied sich dementsprechend. Für eine Matrix bei 512x512 lag das benötigte Messfeld bei 90 mm. Die Schichtdicke zur Bildakquisition und -rekonstruktion betrug 0,5 mm, das Inkrement lag bei 0,4 mm. Für die Bildrekonstruktion wurde ein hochauflösender Algorithmus verwendet. Außerdem konnten die Bilder in sagittaler und koronarer Ebene rekonstruiert werden, und somit besser beurteilt werden [14].

Es wurde ein scharfer Kernel gewählt. Die Gantry wurde parallel zur Felsenbeinspitze gekippt und es wurde immer eine identische Kippung gewählt.

Das Auftreten von Artefakten ist mitunter dadurch zu erklären, dass Aufhärtingsartefakte durch den hohen Kontrast zwischen knöchernen und luftgefüllten Strukturen entstanden sind.

4.4 Datenakquisition

Die Auswertung der verschiedenen Volumina wurde durch die 3D-Nachverarbeitungssoftware Syngo Workplace 2006 (Version VB 30, Siemens Medical Solutions, Forchheim, Deutschland) durchgeführt [14].

Die Volumetrie der Felsenbeinstrukturen erfolgte mit der 3D-Methode. Bei der 3D-Methode wird die äußere Kontur der zu untersuchenden Struktur manuell eingezeichnet. Die Differenzierung des belüfteten Anteils vom knöchernen Anteil erfolgt durch die Bestimmung der unterschiedlichen Dichtewerte des Knochens und der Luft ermöglicht. Mit der Software wurden nur Areale mit Dichtewerten zwischen -1000 HU und -100 HU in der Auswertung berücksichtigt. Bei der Bestimmung dieser Dichtewerte wurden nur lufthaltige Areale berücksichtigt. Das Volumen wurde berechnet aus der Anzahl der Schichten multipliziert mit der Schichtdicke.

$$\text{Volumen} = S1 + S2 + S3 + S4.$$

Die Akquisition der Daten war identisch. Der Pitchfaktor war mit 1.5 festgelegt. Der Rekonstruktionsalgorithmus war identisch.

Insgesamt werden die Daten durch die Akquisition und Rekonstruktion bestimmt und nicht durch die Auswertesoftware. Somit hat die 3D-Software keinen Einfluss auf die Daten der Geräte.

4.4.1 Äußerer Gehörgang

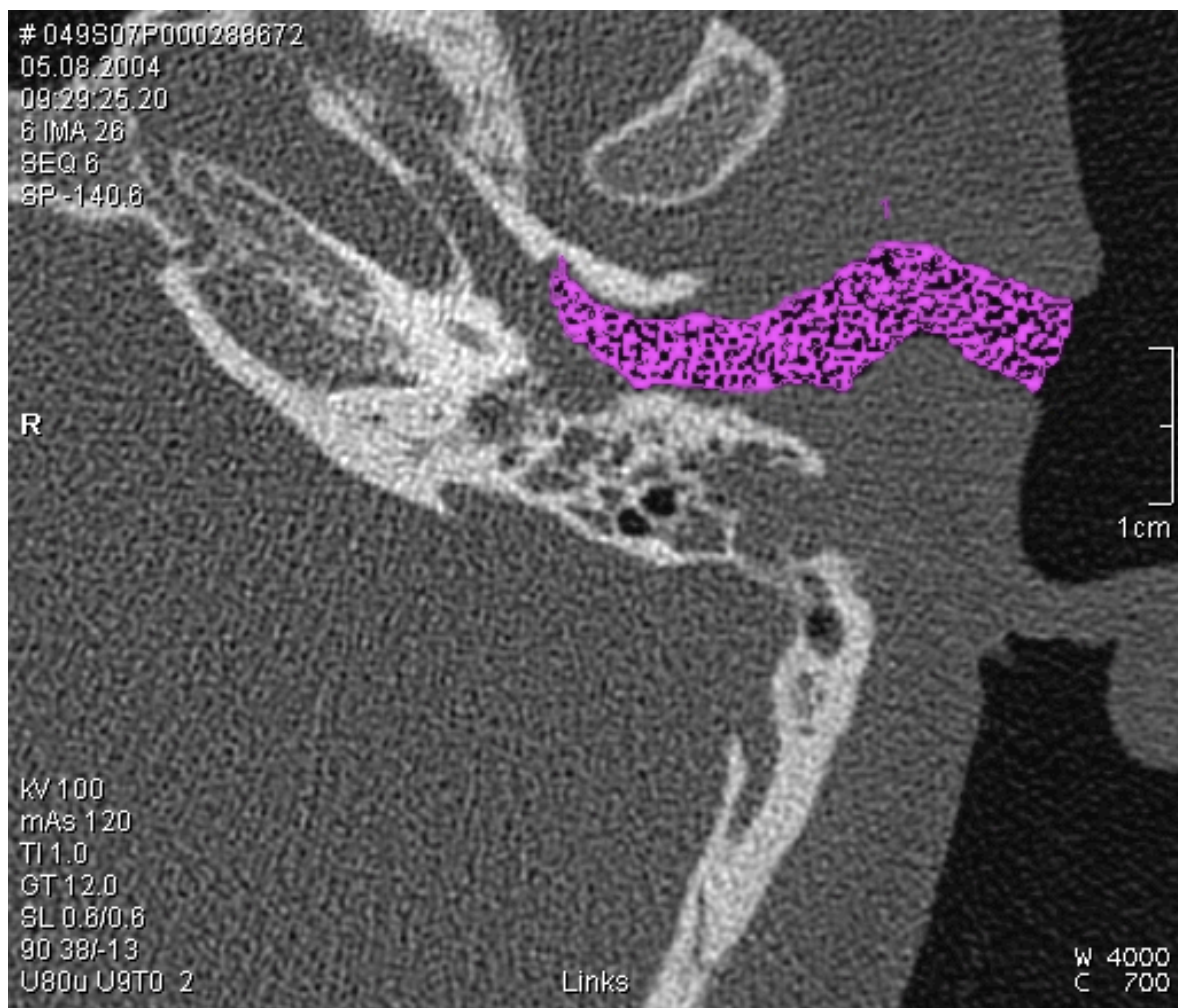


Abb. 4: Volumetrie des Meatus acusticus externus mit der 3D-Methode

4.4.1.1 Landmarken für die volumetrische Ausmessung des äußeren Gehörgangs

Ventrale knöcherne Begrenzung des äußeren Gehörgangs, Trommelfell, hintere knöcherne Begrenzung des äußeren Gehörgangs

4.4.2 Mittelohr



Abb. 5: Volumetrie des Mittelohrs mit der 3D-Methode

4.4.2.1 Landmarken für die volumetrische Ausmessung des Mittelohrs

Paukendach (Tegmen tympani), Gehörknöchelchen, Zugang zu den Pneumatisationshöhlen des Mastoids als Grenze zum Mastoid (Aditus ad antrum mastoideum), Paries caroticus tympani mit der Tubeneinmündung als Abgrenzung zur Tuba auditiva, Paries membranaceus tympani mit dem Trommelfell als Abgrenzung zum äußeren Gehörgang, Paries labyrinthicus tympani mit dem runden und ovalen Fenster als Abgrenzung zum Innenohr

4.4.3 Cochlea

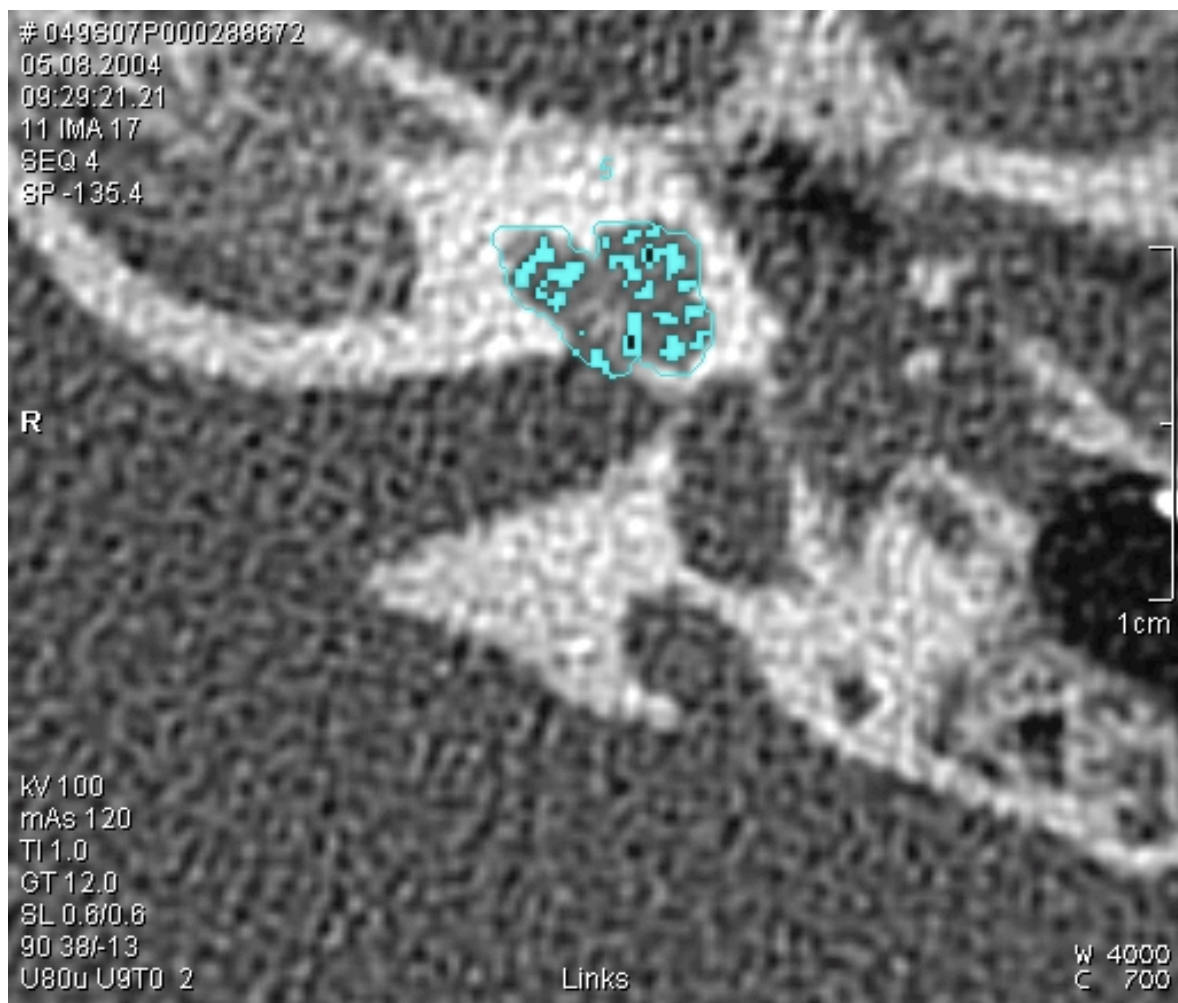


Abb. 6: Volumetrie der Cochlea mit der 3D-Methode

4.4.3.1 Landmarken für die volumetrische Ausmessung der Cochlea

Scala vestibuli (Vorhoftreppe), Scala media (Ductus cochlearis) und Scala tympani (Paukentreppe), Cochleabasis als Grenze zum Meatus acusticus internus

4.4.4 Mastoid

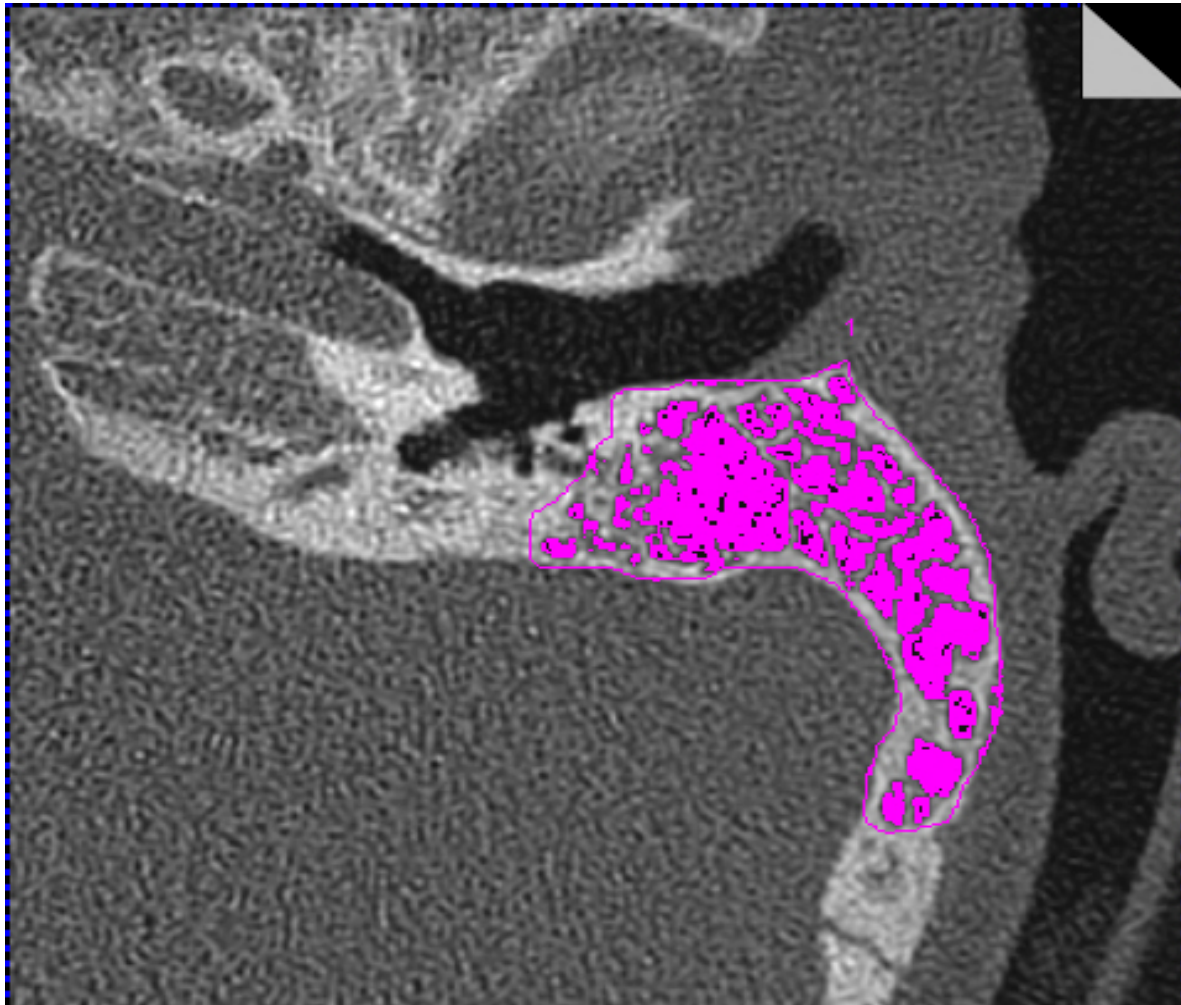


Abb. 7: Volumetrie des belüfteten Mastoids mit der 3D-Methode

4.4.4.1 Landmarken für die volumetrische Ausmessung des Mastoids

Pneumatisationsräume des Processus mastoideus (Cellulae mastoideae), Aditus ad antrum als Abgrenzung zur Paukenhöhle

4.4.5 Innerer Gehörgang

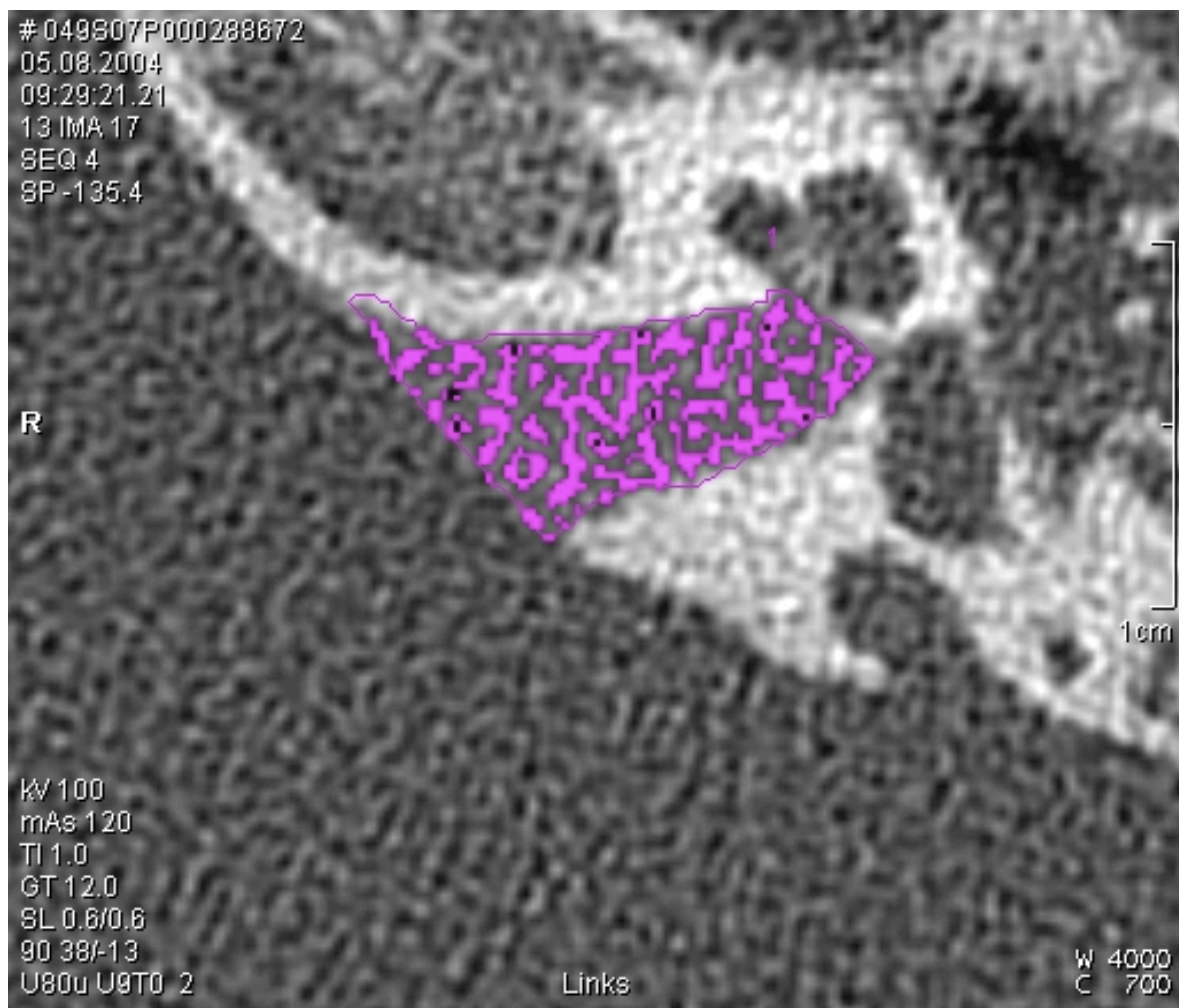


Abb. 8: Volumetrie des Meatus acusticus internus mit der 3D-Methode

4.4.5.1 Landmarken für die volumetrische Ausmessung des inneren Gehörgangs

Öffnung an der medialen Fläche des Felsenbeins (Porus acusticus internus am Os petrosum),
Grund des inneren Gehörgangs (Fundus meati acustici interni).

4.4.6 Gehörknöchelchen

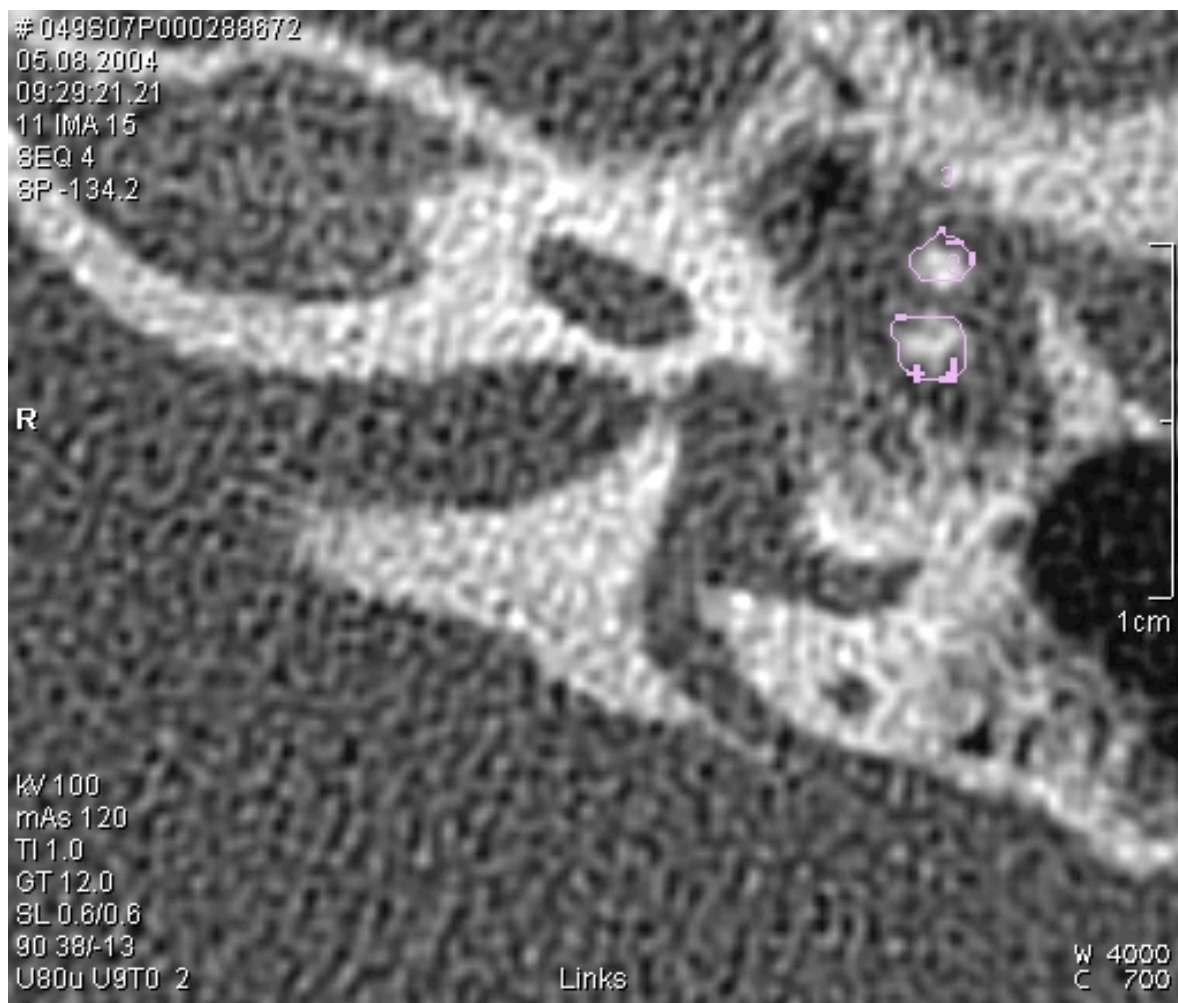


Abb. 9: Volumetrie der Gehörknöchelchen mit der 3D-Methode

4.4.6.1 Landmarken für die volumetrische Ausmessung der Gehörknöchelchen

Malleus (Hammer), Incus (Amboss), Stapes (Steigbügel).

4.4.7 Auswertung und Statistik

Aus den gemessenen Volumina der Felsenbeinstrukturen wurden für verschiedene Altersgruppen Mittelwerte gebildet. Die entsprechenden Standardabweichungen werden weiter unten in den betreffenden Kapiteln angegeben.

Um die intraindividuellen Messwerte untereinander zu vergleichen, wurde der gepaarte t-Test verwendet. Für den Vergleich der verschiedenen Altersgruppen wurde eine Varianzanalyse durchgeführt. „[E]in p-Wert kleiner als 0,05 galt als statistisch signifikant. Die statistische Auswertung erfolgte mit der Statistiksoftware SPSS“ [14].

Die lineare Abhängigkeit der Strukturen der Volumina des äußeren Ohrs, des Mittelohres und Innenohrs vom Alter der Kinder wurde durch die lineare Regression ermittelt.

Der Kolmogorov-Smirnov Test diente dazu, die Verteilungsunterschiede der gemessenen Größen auf der linken und rechten Seite zu veranschaulichen.

Für alle Größen des äußeren Gehörgangs, des Mittelohrs, der Cochlea, des Mastoids, des inneren Gehörgangs und der Gehörknöchelchen wurde jeweils der Zusammenhang zwischen linker und rechter Seite mit der Spearman-Korrelation gemessen.

Die geschlechtsspezifischen und die gerätespezifischen Unterschiede wurden mit dem Mann-Whitney Rangsummentest für alle gemessenen Größen des Gehörgangs ermittelt.

5 Ergebnisse

5.1 Volumetrische Veränderungen der Strukturen

Alle berechneten Volumina des Hörorgans wurden gepoolt und es wurden getrennte Betrachtungen je nach Zeilengerät gemacht.

5.1.1 Äußerer Gehörgang

Die Abbildung 10 veranschaulicht die Veränderungen des Volumens des äußeren Gehörgangs in Abhängigkeit von der jeweiligen Altersgruppe. In der Altersgruppe 0,5-1,0 Jahren beträgt das Volumen des äußeren Gehörgangs sowohl links als auch rechts $0,395 \pm 0,025 \text{ cm}^3$. Die größte Volumenzunahme des äußeren Gehörgangs ist in der Altersgruppe 4,0-4,5 Jahren ($0,97 \pm 0,01 \text{ cm}^3$). Die Standardabweichung beträgt 0,19 für die linke Seite und 0,17 für die rechte Seite. Der intraindividuelle Vergleich beider Seiten zeigt keinen statistisch signifikanten Unterschied. In der interindividuellen Betrachtung bestehen keine geschlechtsspezifischen Unterschiede.

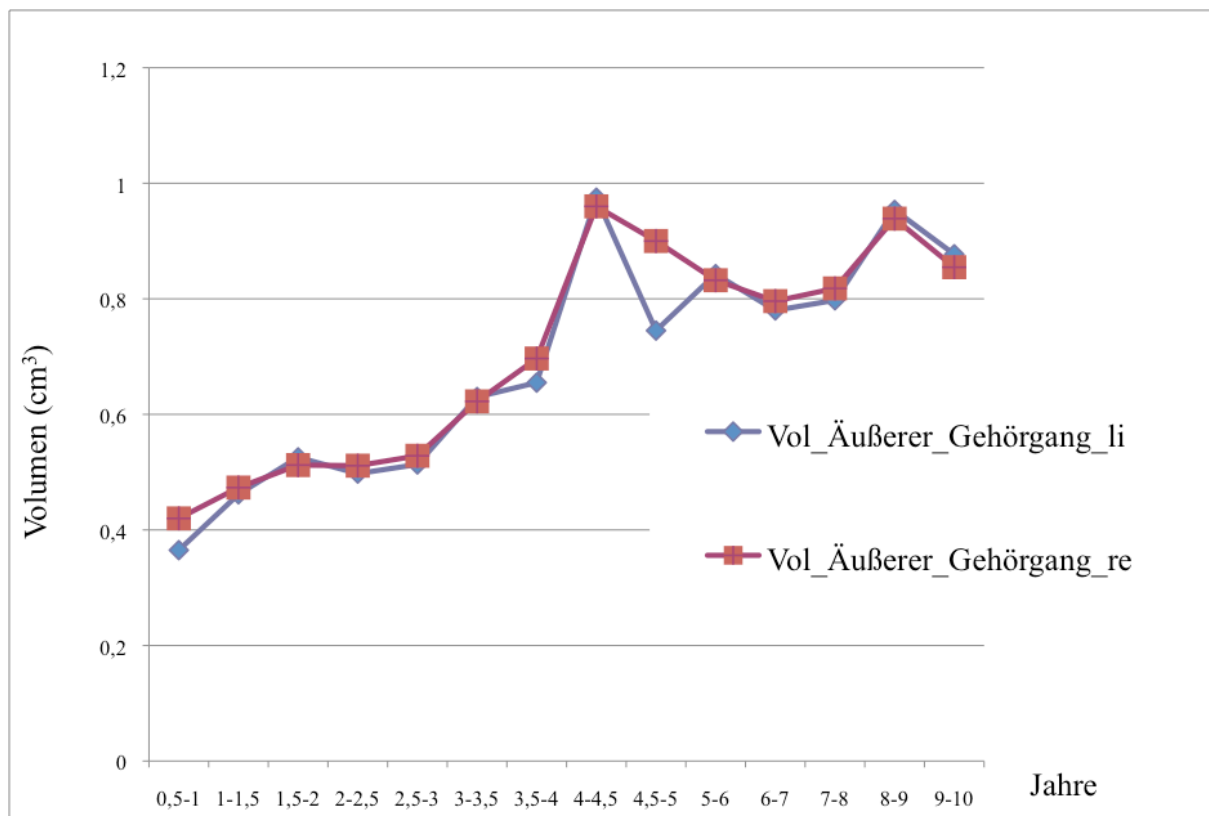


Abb. 10: Volumetrische Veränderungen des äußeren Gehörgangs (Altersklassen)

Die Abbildung 11 zeigt durchschnittliche Volumenveränderungen pro Jahr. Das Alter hat einen signifikanten Einfluss auf das Volumen des äußeren Gehörgangs. Mit steigendem Alter nimmt das Volumen im Schnitt auf der linken Seite um $0,047 \text{ cm}^3$ und auf der rechten Seite $0,043 \text{ cm}^3$ pro Jahr zu. Das Volumen des äußeren Gehörgangs wird beidseits zu 28% ($R^2=0.28$) vom Alter des Kindes erklärt, d.h. das Volumen wird beidseits zu 72% von anderen Faktoren beeinflusst.

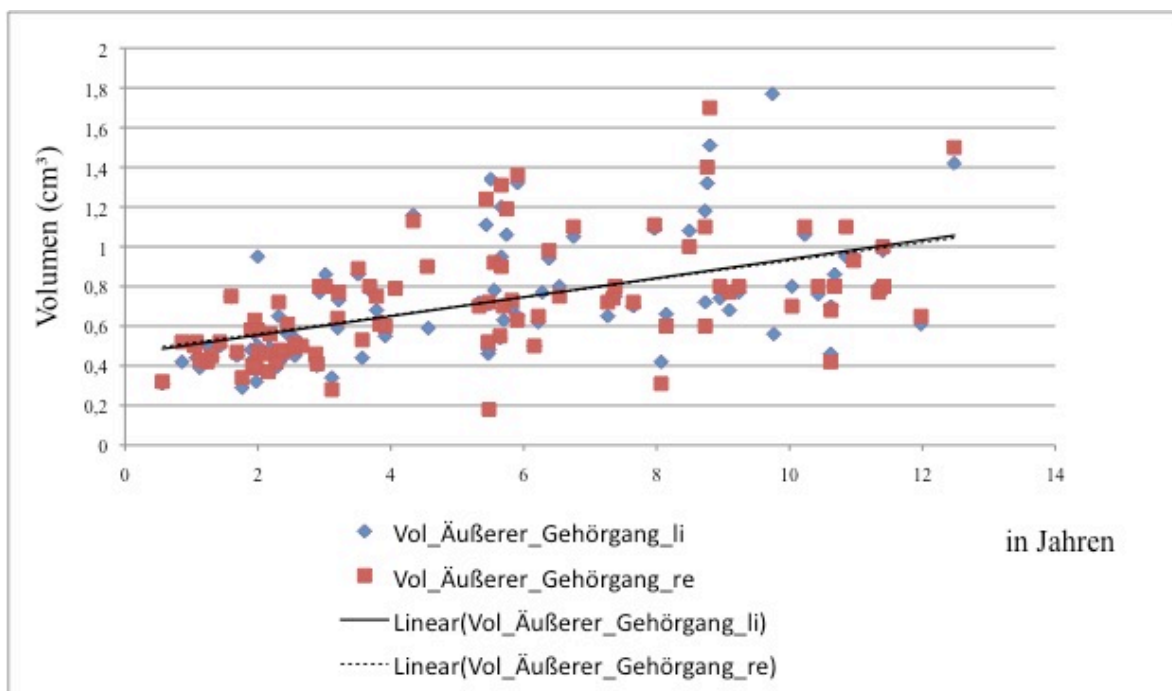


Abb. 11: Volumetrische Veränderungen des äußeren Gehörgangs (in Jahren)

5.1.2 Mittelohr

Die Abbildung 12 zeigt, dass in der Altersgruppe 0,5-1,0 Jahren das Volumen des Mittelohrs sowohl links als auch rechts $0,285 \pm 0,055 \text{ cm}^3$ beträgt. In der Altersgruppe 5,0-6,0 Jahren nimmt das Volumen des Mittelohrs auf $0,44 \pm 0,01 \text{ cm}^3$ am deutlichsten zu. Die Standardabweichung beträgt 0,04 für die linke Seite und 0,06 für die rechte Seite. Der intraindividuelle Vergleich beider Seiten zeigt keinen statistisch signifikanten Unterschied. In der interindividuellen Betrachtung bestehen keine geschlechtsspezifischen Unterschiede.

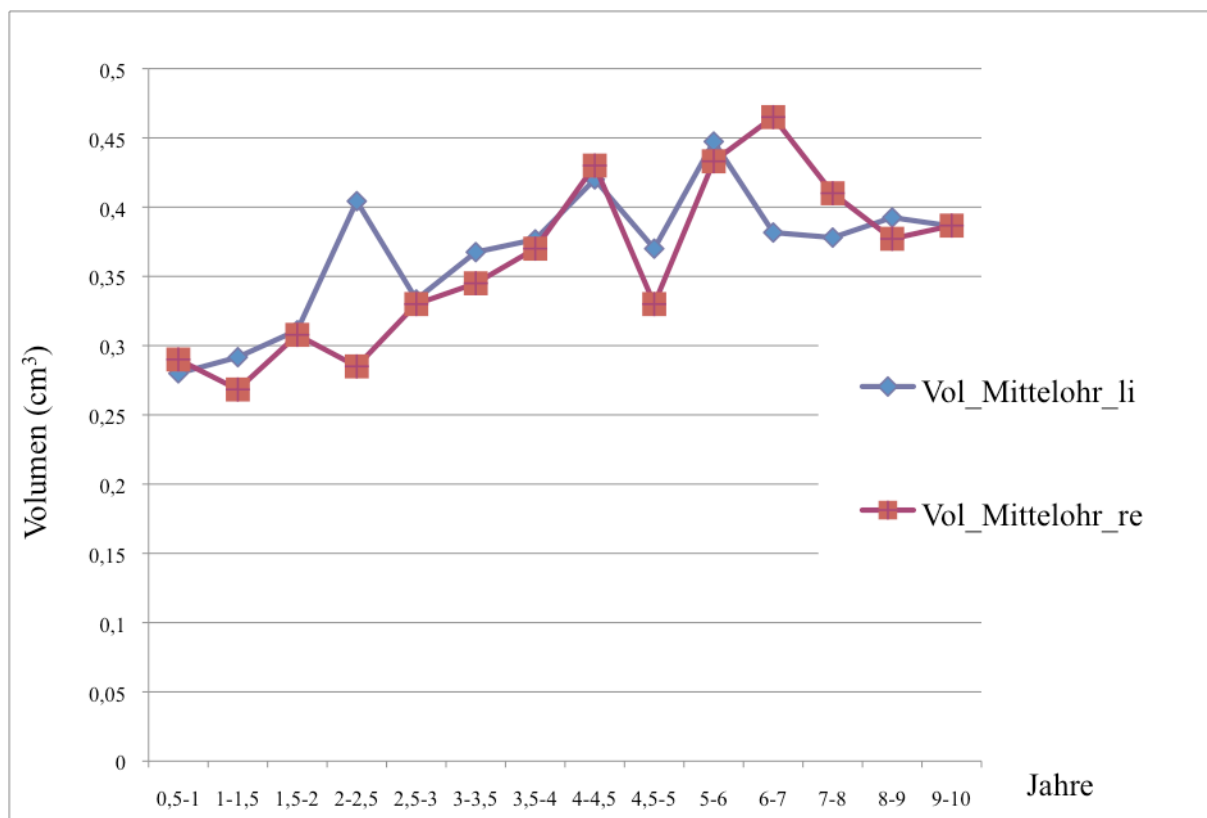


Abb. 12: Volumetrische Veränderungen des Mittelohrs (Altersklassen)

In Abbildung 13 ist zu erkennen, dass sich das Volumen des Mittelohrs im Schnitt links um $0,008 \text{ cm}^3$ und rechts um $0,010 \text{ cm}^3$ pro Jahr vergrößert. Die „[l]ineare Regression wird durch den Pearsonschen Korrelationskoeffizienten „ R^2 “ (Varianzaufklärung)“ [1] veranschaulicht. Hier liegt die Varianzaufklärung auf der linken Seite bei 7,5% ($R^2 = 0,075$), d.h., daß das Volumen links zu 92,5% von anderen Einflussfaktoren abhängt, was dennoch einen signifikanten Einfluss des Alters auf das Volumen des linken Mittelohrs darstellt. Bei der Abhängigkeit der Volumenzunahme vom Alter liegt die Varianzaufklärung auf der rechten Seite bei 17% , d.h. das Volumen des rechten Mittelohrs hängt zu 83% von anderen Einflussfaktoren ab. Dies entspricht dennoch rechtsseitig einem signifikanten Einfluss.

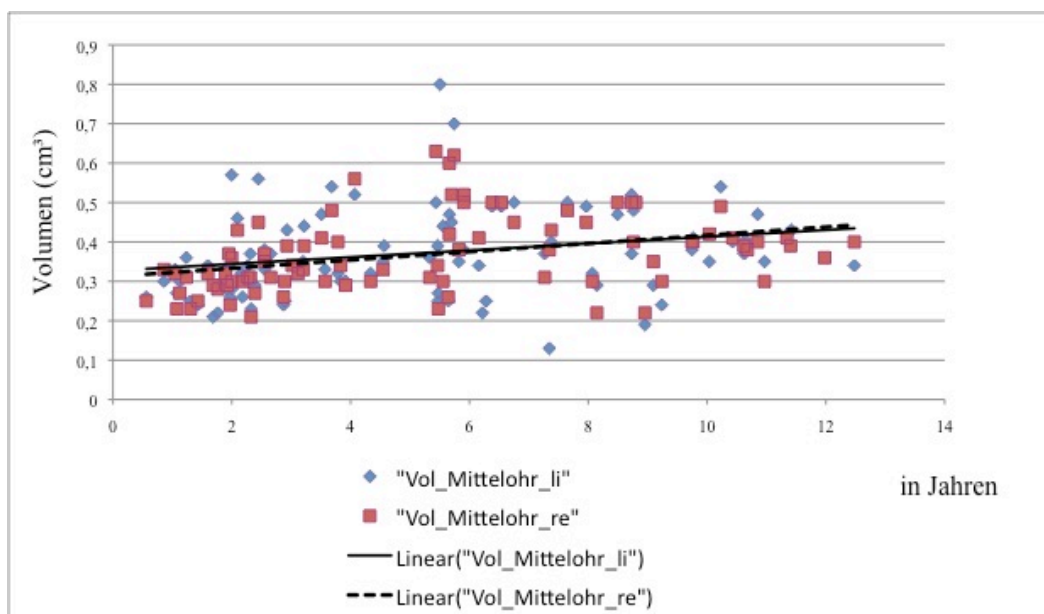


Abb. 13: Volumetrische Veränderungen des Mittelohrs (in Jahren)

5.1.3 Cochlea

Wie in Abbildung 14 zu sehen ist, beträgt das Volumen der Cochlea in der Altersgruppe 0,5-1,0 Jahren sowohl links als auch rechts $0,05 \text{ cm}^3$. In der Altersgruppe 1,0-1,5 Jahren nimmt das Volumen der Cochlea auf $0,06 \text{ cm}^3$ zu. In der Altersgruppe 1,5-2 Jahren nimmt das Volumen der Cochlea auf $0,05 \text{ cm}^3$ ab. In der Altersgruppe 2-2,5 Jahren nimmt das Volumen der Cochlea auf $0,05 \text{ cm}^3$ zu. In der Altersgruppe 2,5-3 Jahren nimmt das Volumen der Cochlea auf $0,05 \text{ cm}^3$ ab. In der Altersgruppe 3-3,5 Jahren nimmt das Volumen der Cochlea auf $0,04 \text{ cm}^3$ ab. In der Altersgruppe 3,5-4 Jahren nimmt das Volumen der Cochlea auf $0,04 \text{ cm}^3$ zu. In der Altersgruppe 4-4,5 Jahren nimmt das Volumen der Cochlea auf $0,04 \text{ cm}^3$ ab. In der Altersgruppe 4,5-5 Jahren nimmt das Volumen der Cochlea auf $0,04 \text{ cm}^3$ zu. In der Altersgruppe 5-6 Jahren nimmt das Volumen der Cochlea auf $0,04 \text{ cm}^3$ zu. In der Altersgruppe 6-7 Jahren nimmt das Volumen der Cochlea auf $0,04 \text{ cm}^3$ zu. In der Altersgruppe 7-8 Jahren nimmt das Volumen der Cochlea auf $0,05 \text{ cm}^3$ zu. In der Altersgruppe 8-9 Jahren nimmt das Volumen der Cochlea auf $0,05 \text{ cm}^3$ zu. In der Altersgruppe 9-10 Jahren nimmt das Volumen der Cochlea auf $0,05 \text{ cm}^3$ zu.

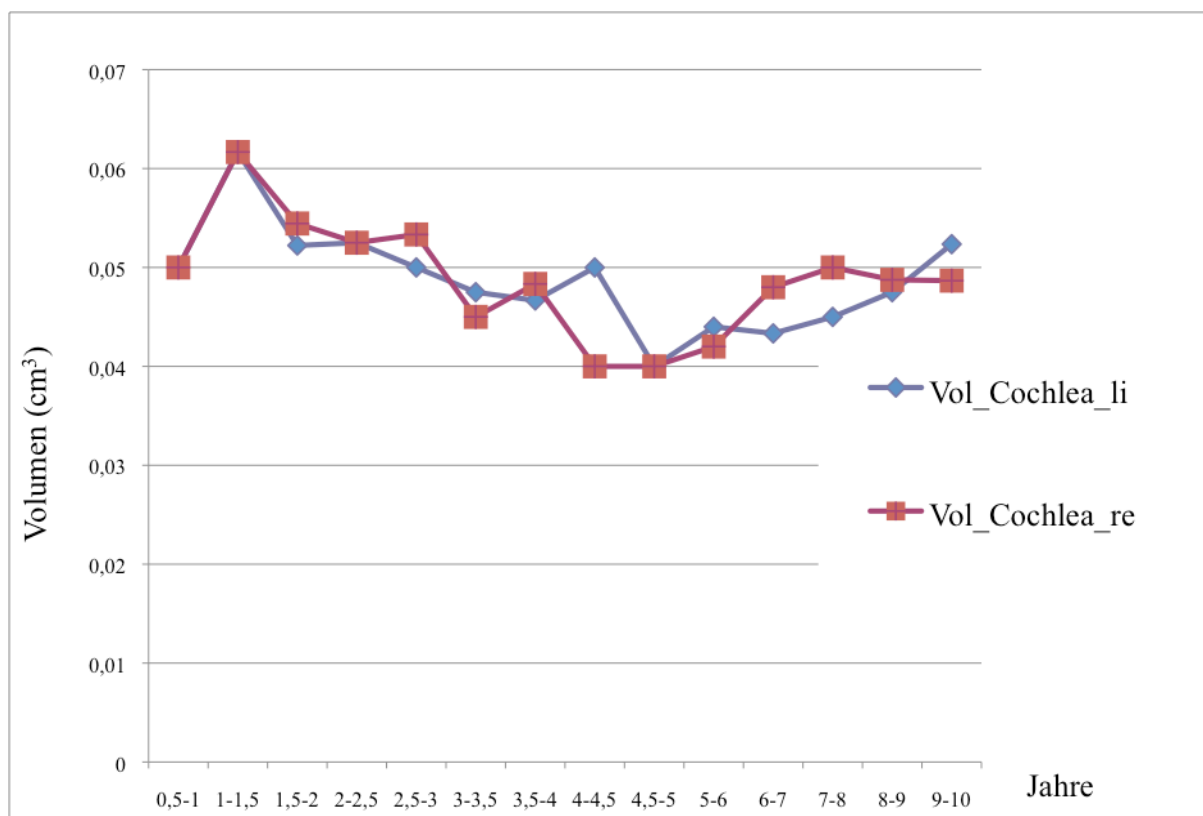


Abb. 14: Volumetrische Veränderungen der Cochlea (Altersklassen)

Die Abbildung 15 zeigt, dass sich für das Volumen der Cochlea auf der linken Seite kein ($R^2 = 0,0$) und auf der rechten Seite ein extrem schwacher Zusammenhang ($R^2 = 0,007$) mit dem Alter findet. Rechtsseitig hängen Volumenveränderungen zu 99,3% von anderen Einflussfaktoren ab, d.h. es besteht so gut wie gar kein Einfluss des Alters auf Volumenveränderungen.

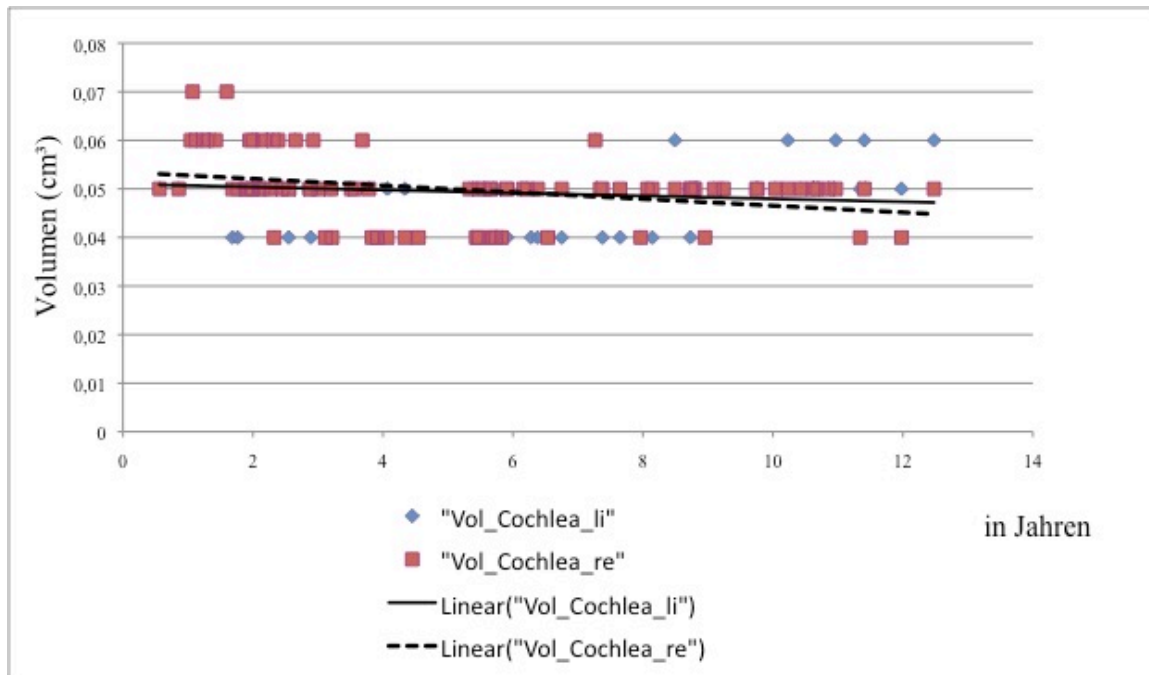


Abb. 15: Volumetrische Veränderungen der Cochlea (in Jahren)

5.1.4 Mastoid

Abbildung 16 zeigt die Mastoidbelüftung in Abhängigkeit von der jeweiligen Altersgruppe. In der Altersgruppe von 0,5-1,0 Jahren beträgt die Mastoidbelüftung sowohl rechts als auch links $0,635 \pm 0,005 \text{ cm}^3$. Es bestehen zwei signifikante Zunahmen der Mastoidbelüftung: In der Altersgruppe zwischen 4,0-4,5 Jahren nimmt die Mastoidbelüftung links auf $3,66 \text{ cm}^3$ und rechts auf $2,73 \text{ cm}^3$ zu. In der Altersgruppe zwischen 8,0-9,0 Jahren nimmt die Mastoidbelüftung auf $3,9 \pm 0,25 \text{ cm}^3$ am deutlichsten zu. Die Standardabweichung beträgt 0,96 für die linke Seite und 0,93 für die rechte Seite. Der intraindividuelle Vergleich beider Seiten zeigt keinen statistisch signifikanten Unterschied. In der interindividuellen Betrachtung bestehen keine geschlechtsspezifischen Unterschiede.

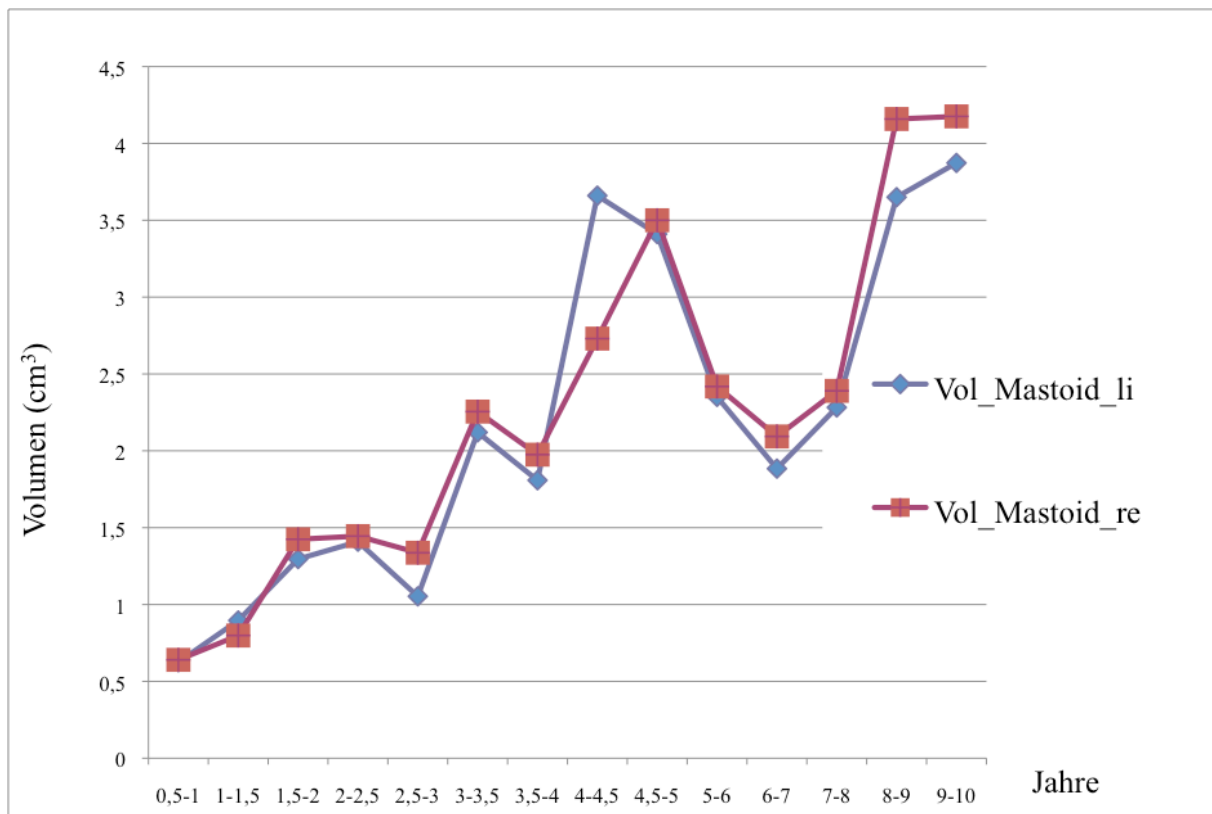


Abb. 16: Volumetrische Veränderung der Mastoidbelüftung (Altersklassen)

Die Abbildung 17 veranschaulicht eine beidseitige, symmetrische Zunahme der Mastoidbelüftung in Abhängigkeit vom Alter der Kinder. Die Mastoidbelüftung nimmt links und rechts im Schnitt um etwa $0,39 \text{ cm}^3$ pro Jahr zu. Die Varianzaufklärung zeigt sich bei $50 \pm 2\%$, was einem starken Zusammenhang entspricht.

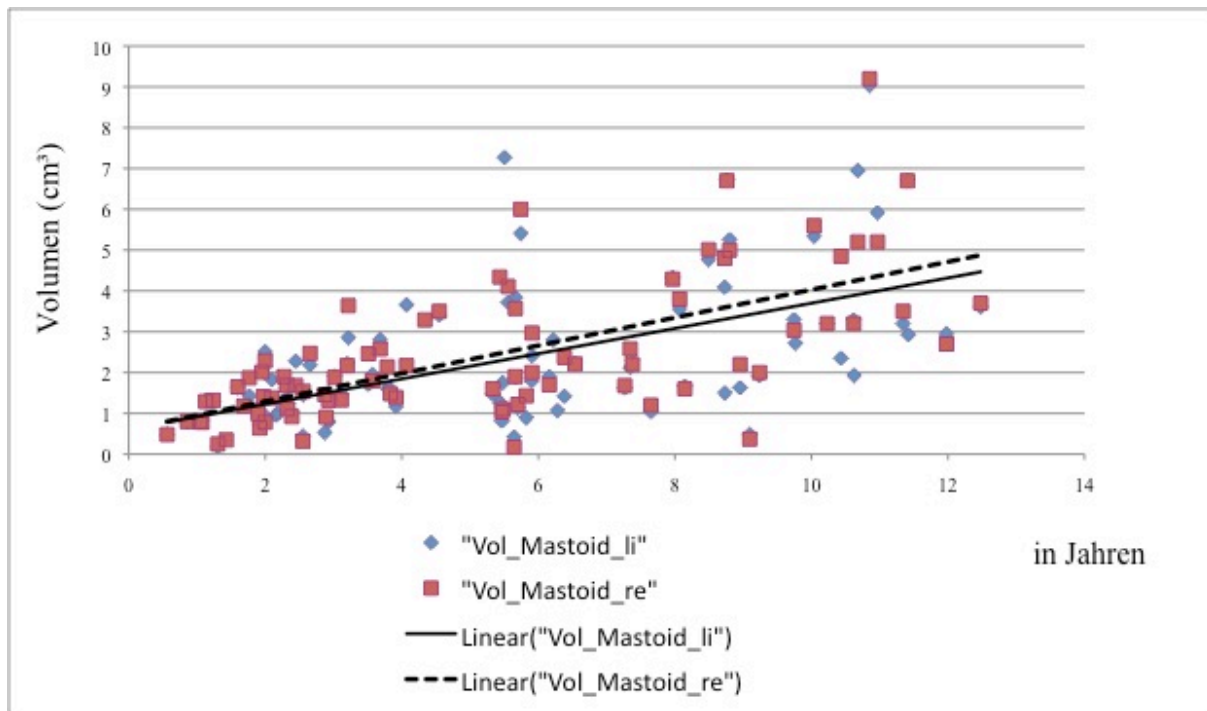


Abb. 17: Volumetrische Veränderung der Mastoidbelüftung (in Jahren)

5.1.5 Innerer Gehörgang

Abbildung 18 zeigt die volumetrischen Veränderungen des inneren Gehörgangs in der jeweiligen Altersgruppe. In der Altersgruppe von 0,5-1,0 Jahren beträgt das Volumen des inneren Gehörgangs sowohl rechts als auch links $0,14 \text{ cm}^3$. Die markanteste Zunahme des Volumens liegt in der Altersgruppe zwischen 4-4,5 Jahren bei $0,25 \pm 0,05 \text{ cm}^3$. Die Standardabweichung beträgt 0,02 für die linke Seite und 0,18 für die rechte Seite. Der intraindividuelle Vergleich beider Seiten zeigt keinen statistisch signifikanten Unterschied. In der interindividuellen Betrachtung bestehen keine geschlechtsspezifischen Unterschiede.

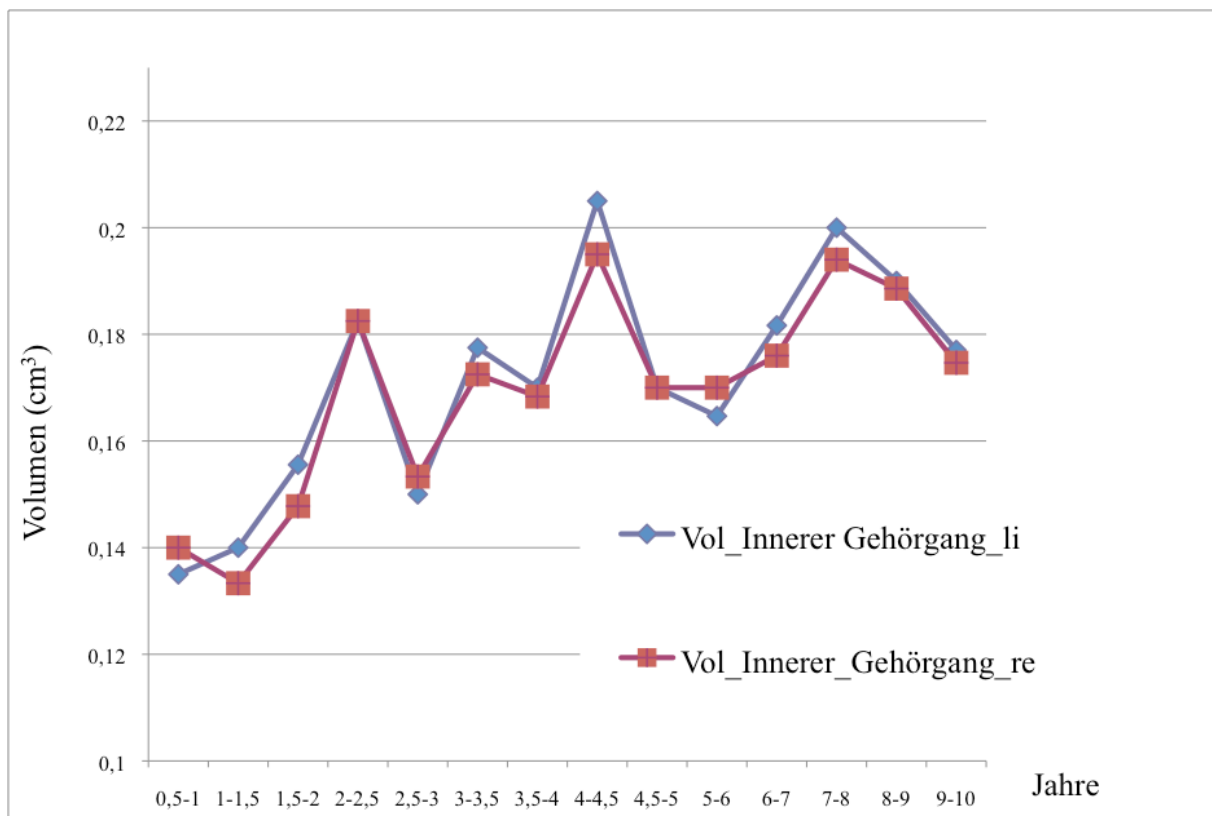


Abb. 18: Volumetrische Veränderungen des inneren Gehörgangs (Altersklassen)

Die Abbildung 19 veranschaulicht eine beidseitige Zunahme des Volumens des inneren Gehörgangs in Abhängigkeit vom Alter der Kinder. Mit jedem Jahr nimmt das Volumen um $0,0065 \pm 0,0005 \text{ cm}^3$ zu. Die Varianzaufklärung zeigt sich beidseits bei 23%, was einen schwachen Zusammenhang darstellt, da das Volumen des inneren Gehörgangs beidseitig zu 67% von anderen Einflussfaktoren abhängt.

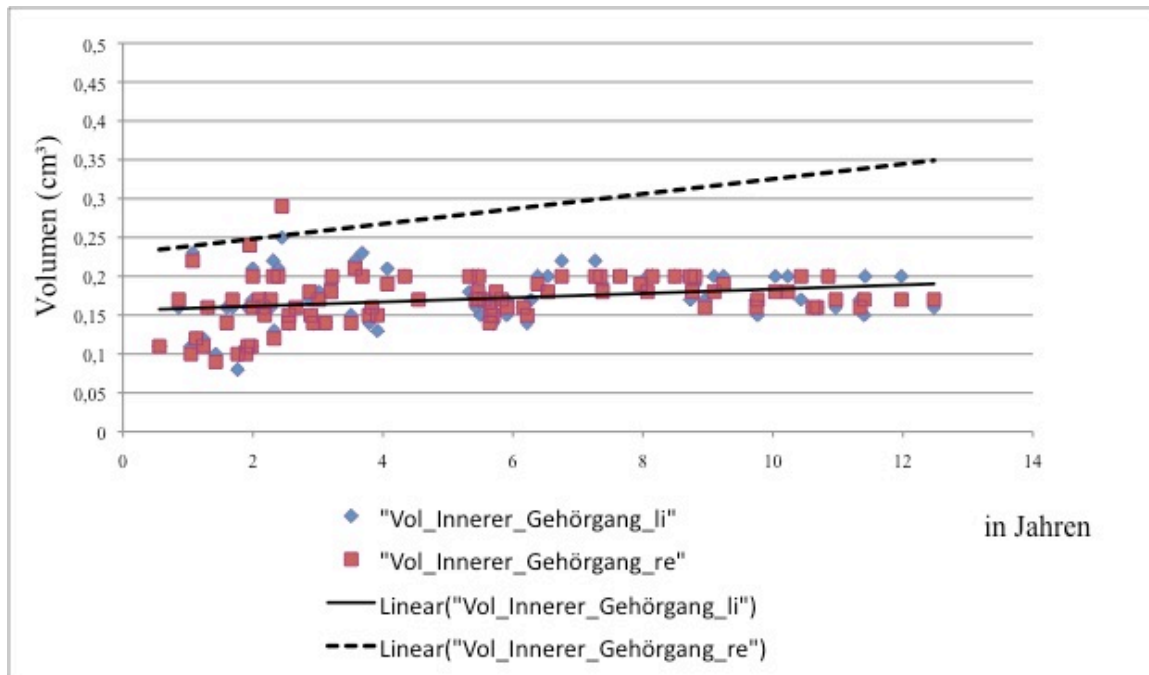


Abb. 19: Volumetrische Veränderungen des inneren Gehörgangs (in Jahren)

5.1.6 Gehörknöchelchen

Abbildung 20 zeigt die volumetrischen Veränderungen der Gehörknöchelchen in der jeweiligen Altersgruppe. In der Altersgruppe von 0,5-1,0 Jahren liegt das Volumen der Gehörknöchelchen bei $0,045 \pm 0,005 \text{ cm}^3$. Ab der Altersgruppe 2,0-2,5 Jahren nimmt das Volumen kontinuierlich ab und erreicht in der Altersgruppe 4,5-5,0 Jahren ihren Tiefstwert bei $0,04 \text{ cm}^3$. Die Standardabweichung beträgt für beide Seiten 0,01. Der intraindividuelle Vergleich beider Seiten zeigt keinen statistisch signifikanten Unterschied. In der interindividuellen Betrachtung bestehen keine geschlechtsspezifischen Unterschiede.

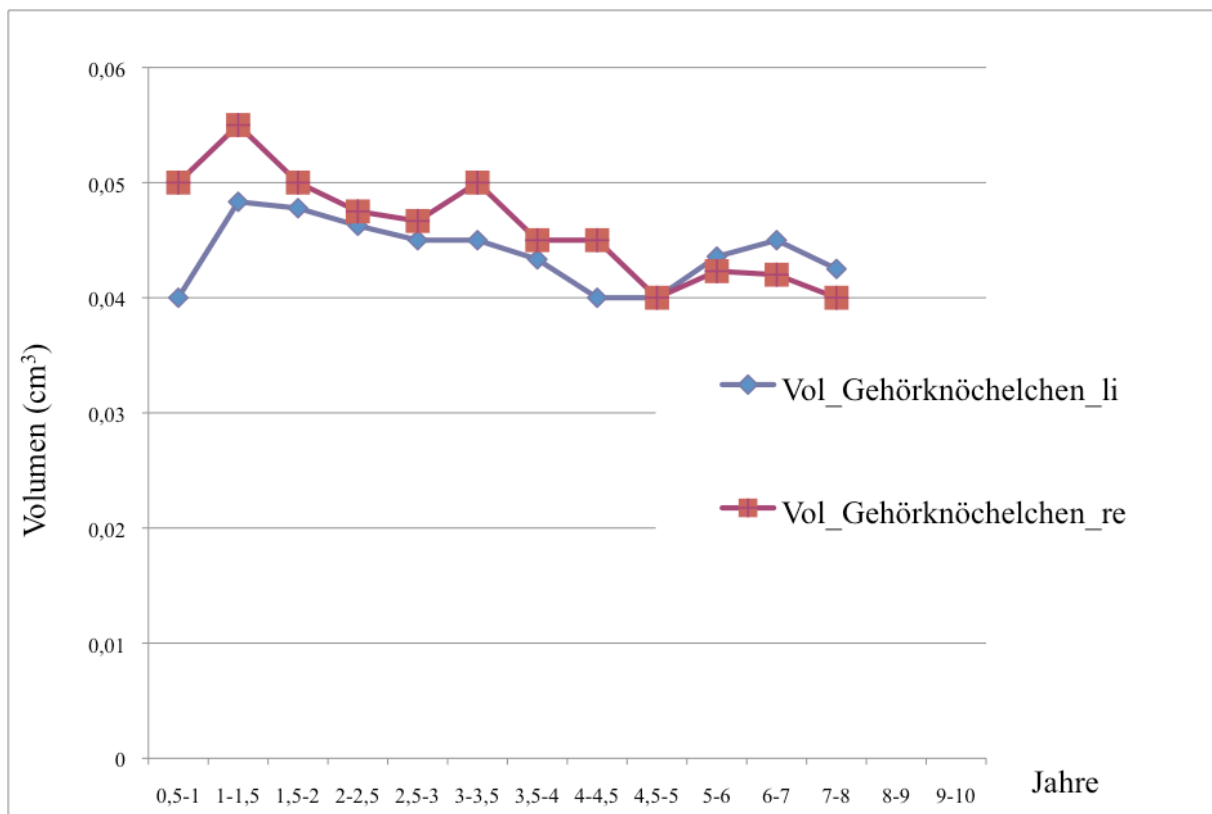


Abb. 20: Volumetrische Veränderungen der Gehörknöchelchen (Altersklassen)

Die Abbildung 21 zeigt nur rechts eine erkennbare negative Korrelation des Volumens der Gehörknöchelchen mit dem Alter: mit zunehmendem Alter verringert sich rechts das Volumen im Durchschnitt um $0,001 \text{ cm}^3$ pro Lebensjahr. Für die linke Seite zeigt sich für diese Größe kein Zusammenhang mit dem Alter.

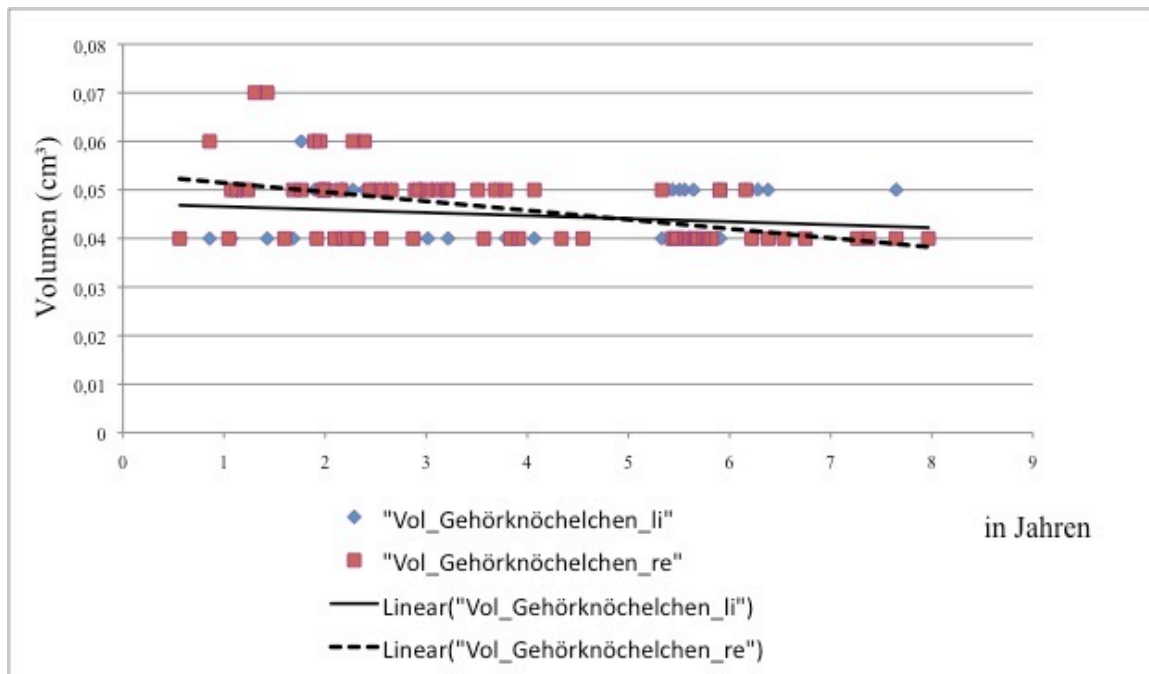


Abb. 21: Volumetrische Veränderungen der Gehörknöchelchen (in Jahren)

5.2 Korrelation der anatomischen Strukturen

Die Zusammenhänge der untersuchten anatomischen Strukturen untereinander wurden mit der Spearmans-Korrelation berechnet ($r=0,05$; $p<0,05$). Nachfolgend werden nur diejenigen Größen aufgeführt, die einen schwach bis mittelstarken Zusammenhang aufweisen. Die jeweiligen Korrelationskoeffizienten werden in Klammern () angegeben.

5.2.1 Korrelation zwischen dem äußeren Gehörgang und dem Mittelohr

Das Volumen des äußeren Gehörgangs korreliert mittelstark mit dem Volumen des Mittelohrs. Beide Größen korrelieren fast identisch und mittelstark, links mit ($r=0,68$) und rechts mit ($r=0,64$), d.h. die Zunahme des Volumens des äußeren Gehörgangs geht mit der Zunahme des Volumens des Mittelohrs einher. Der nahezu parallele Verlauf der Linien zeigt wie nah die Korrelationskoeffizienten beider Seiten zusammen liegen.

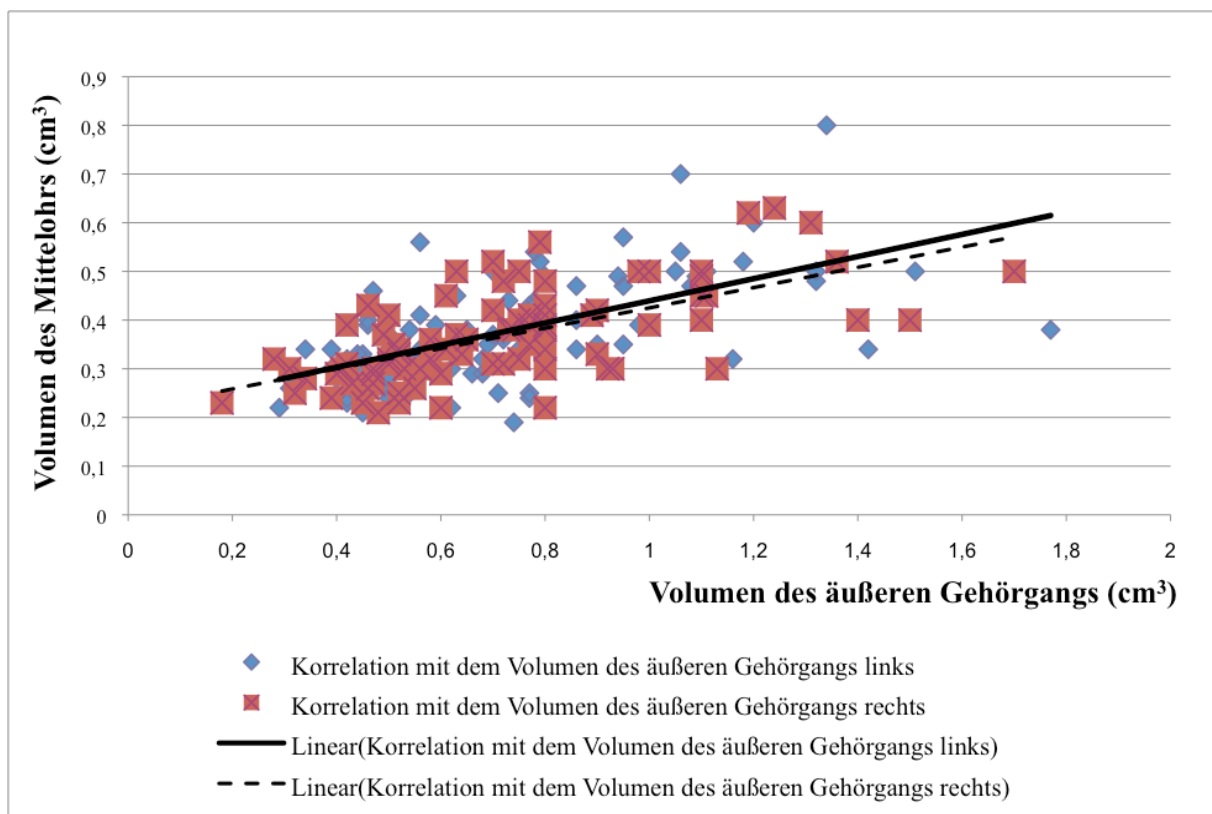


Abb. 22: Korrelation des Volumens des äußeren Gehörgangs mit dem Volumen des Mittelohrs

5.2.2 Korrelation zwischen dem äußeren Gehörgang und dem Mastoid

Das Volumen des äußeren Gehörgangs korreliert links ($r=0,69$) und rechts ($r=0,7$) mittelstark positiv mit dem Volumen des Mastoid. Je größer das Volumen des äußeren Gehörgangs, desto größer ist das Volumen des Mastoid. Auch hier zeigt der nahezu parallele Verlauf der Linien wie nah die Korrelationskoeffizienten beider Seiten zusammen liegen.

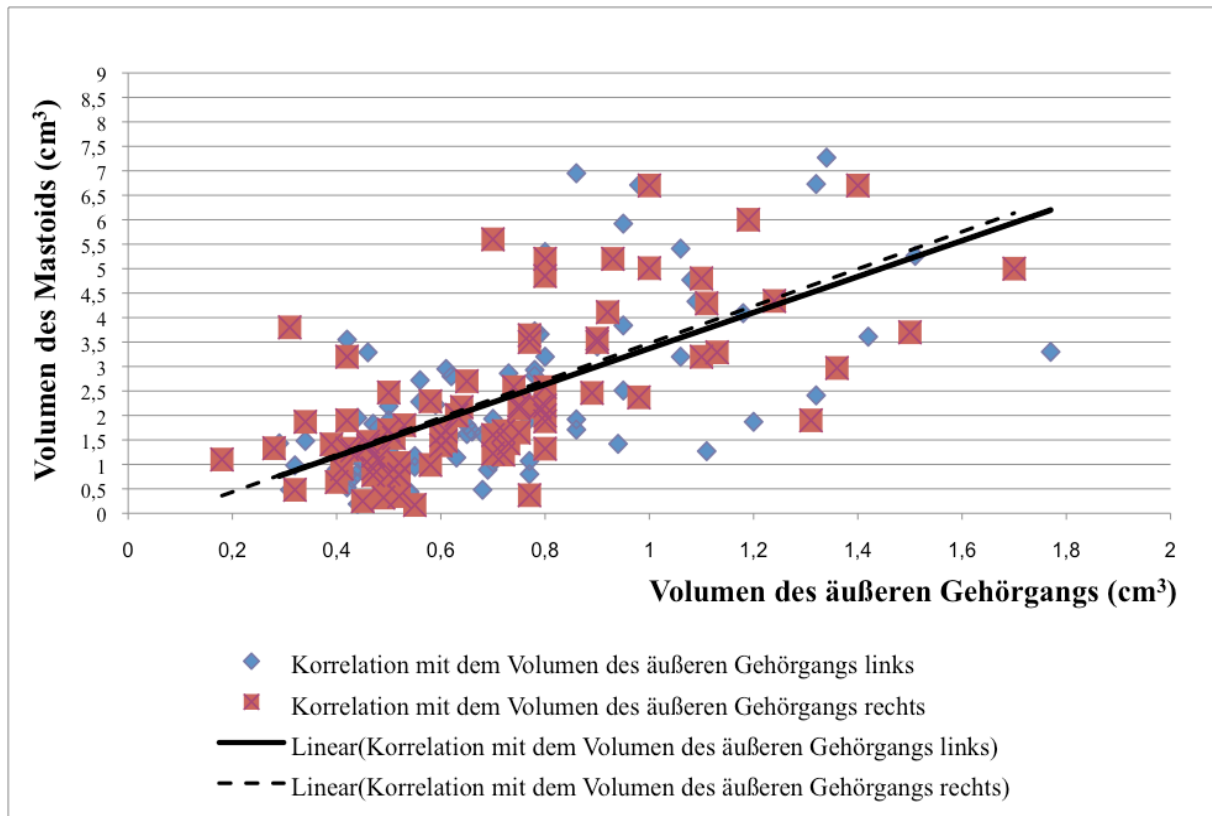


Abb. 23: Korrelation des Volumens des äußeren Gehörgangs mit dem Volumen des Mastoids

5.2.3 Korrelation zwischen dem äußeren Gehörgang und dem inneren Gehörgang

Sowohl links ($r=0,33$) als auch rechts ($r=0,39$) tritt ein größeres Volumen des äußeren Gehörgangs im Schnitt mit einem größeren Volumen des inneren Gehörgangs auf. Die Korrelation ist beidseitig nur schwach ausgeprägt.

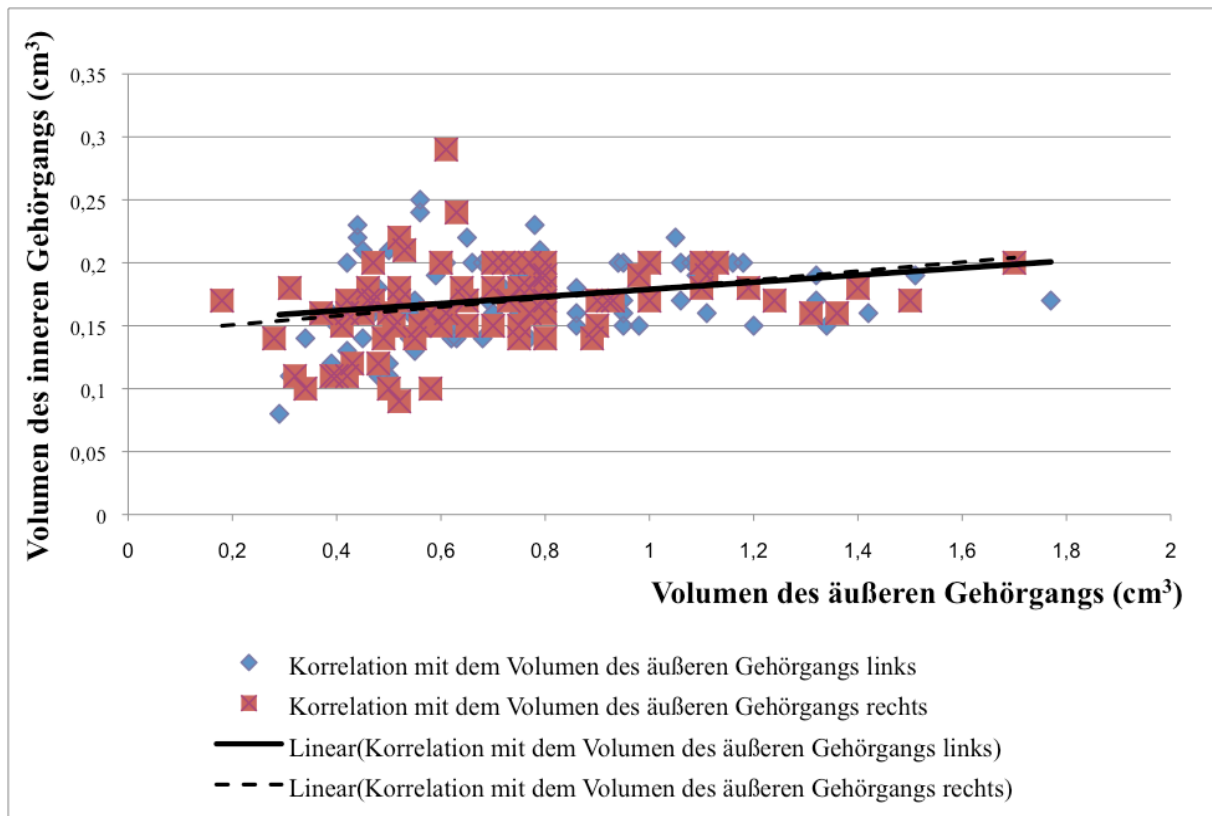


Abb. 24: Korrelation des Volumens des äußeren Gehörgangs mit dem Volumen des inneren Gehörgangs

5.2.4 Korrelation zwischen dem äußeren Gehörgang und den Gehörknöchelchen

Eine sehr schwache negative Korrelation besteht links ($r=-0,06$) und eine mittelstarke negative Korrelation ($r=-3,4$) findet sich rechts zwischen dem Volumen des äußeren Gehörgangs und dem Volumen der Gehörknöchelchen. Mit Zunahme des Volumens des äußeren Gehörgangs kommt es zu einer Abnahme des Volumens der Gehörknöchelchen.

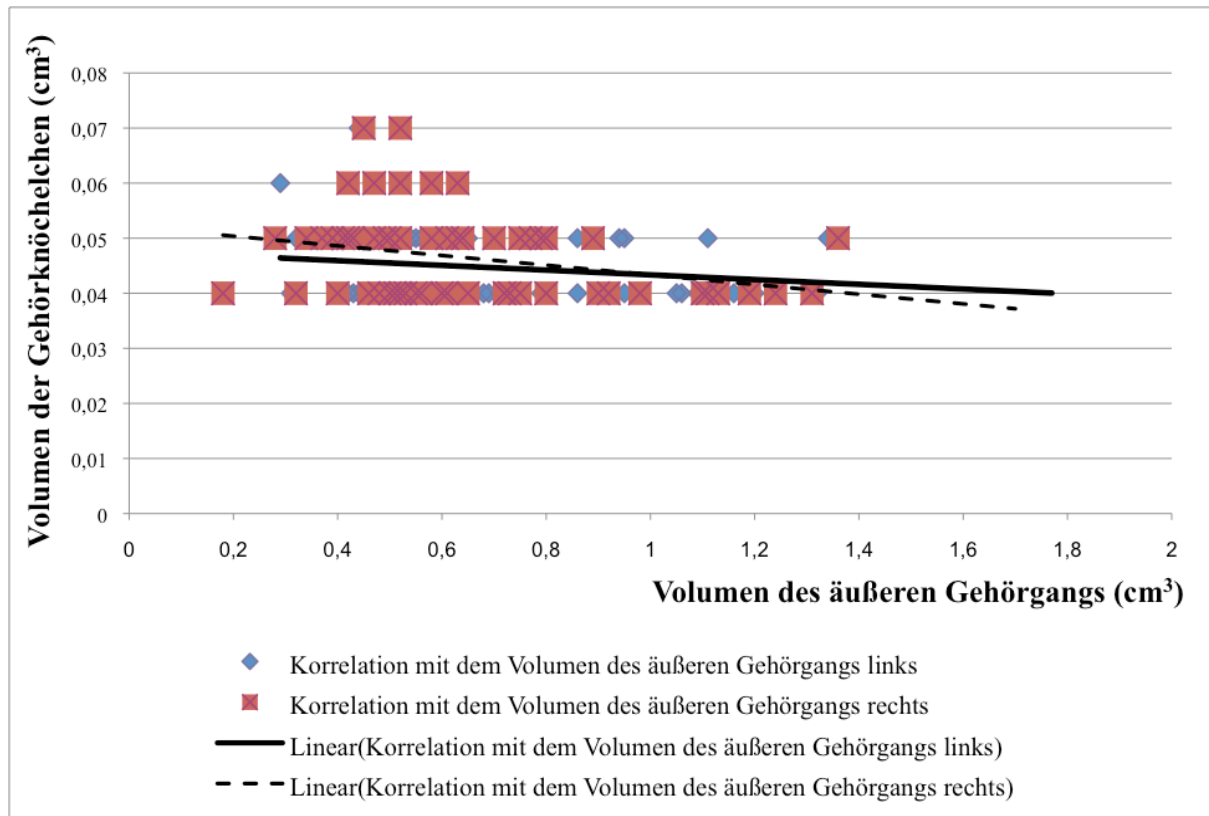


Abb. 25: Korrelation des Volumens des äußeren Gehörgangs mit dem Volumen der Gehörknöchelchen

5.2.5 Korrelation zwischen dem Mittelohr und dem Mastoid

Das Volumen des Mittelohrs hat links ($r=0,59$) und rechts ($r=0,54$) einen mittelstarken Zusammenhang mit dem Volumen des Mastoids. Findet man eine Zunahme des Volumens des Mittelohrs, so findet man auch eine Zunahme des Volumens des Mastoids.

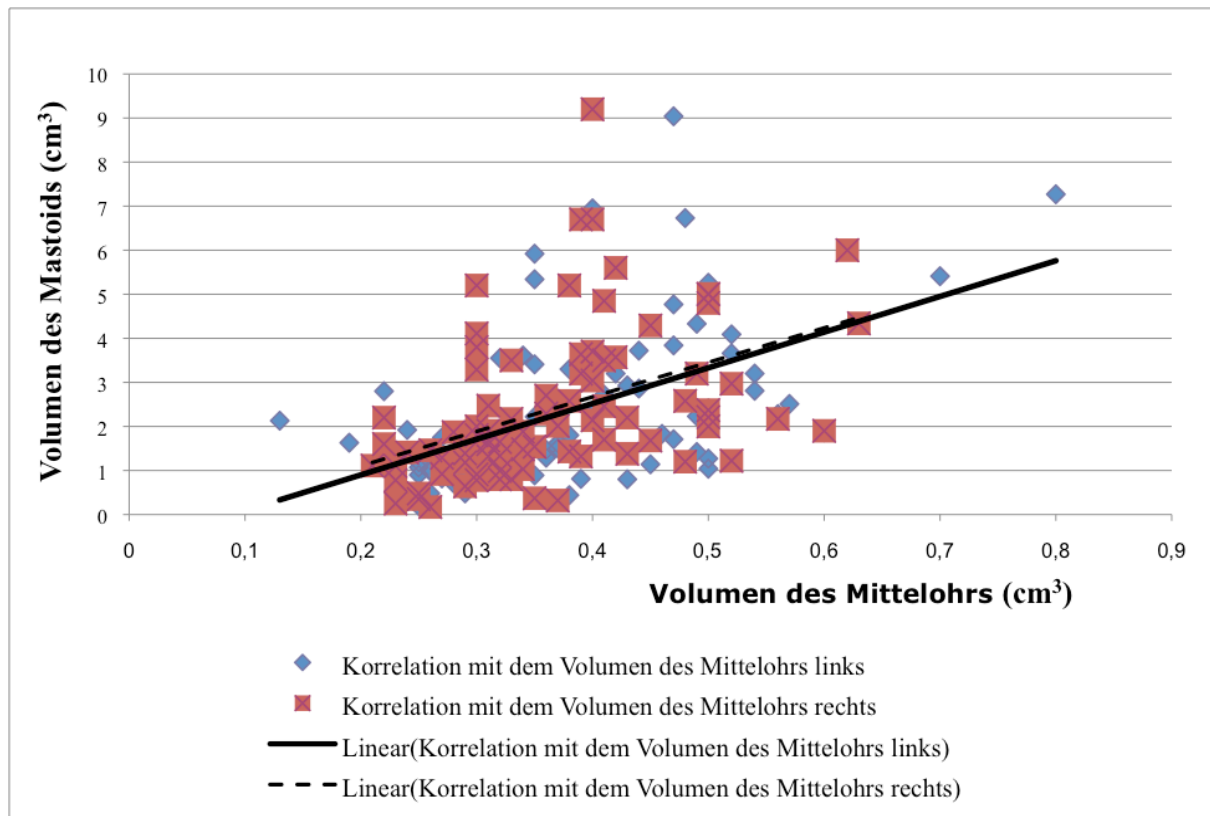


Abb. 26: Korrelation des Volumens des Mittelohrs mit dem Volumen des Mastoids

5.2.6 Korrelation zwischen der Cochlea und den Gehörknöchelchen

Nur auf der rechten Seite gibt es eine schwach signifikante Korrelation zwischen dem Volumen der Cochlea und dem Volumen der Gehörknöchelchen ($r=0,3$). Rechtsseitig geht eine Zunahme des Volumens der Cochlea mit der Zunahme des Volumens der Gehörknöchelchen einher. Linksseitig unterliegen diese Größen einer extrem schwachen Korrelation ($r=0,07$)

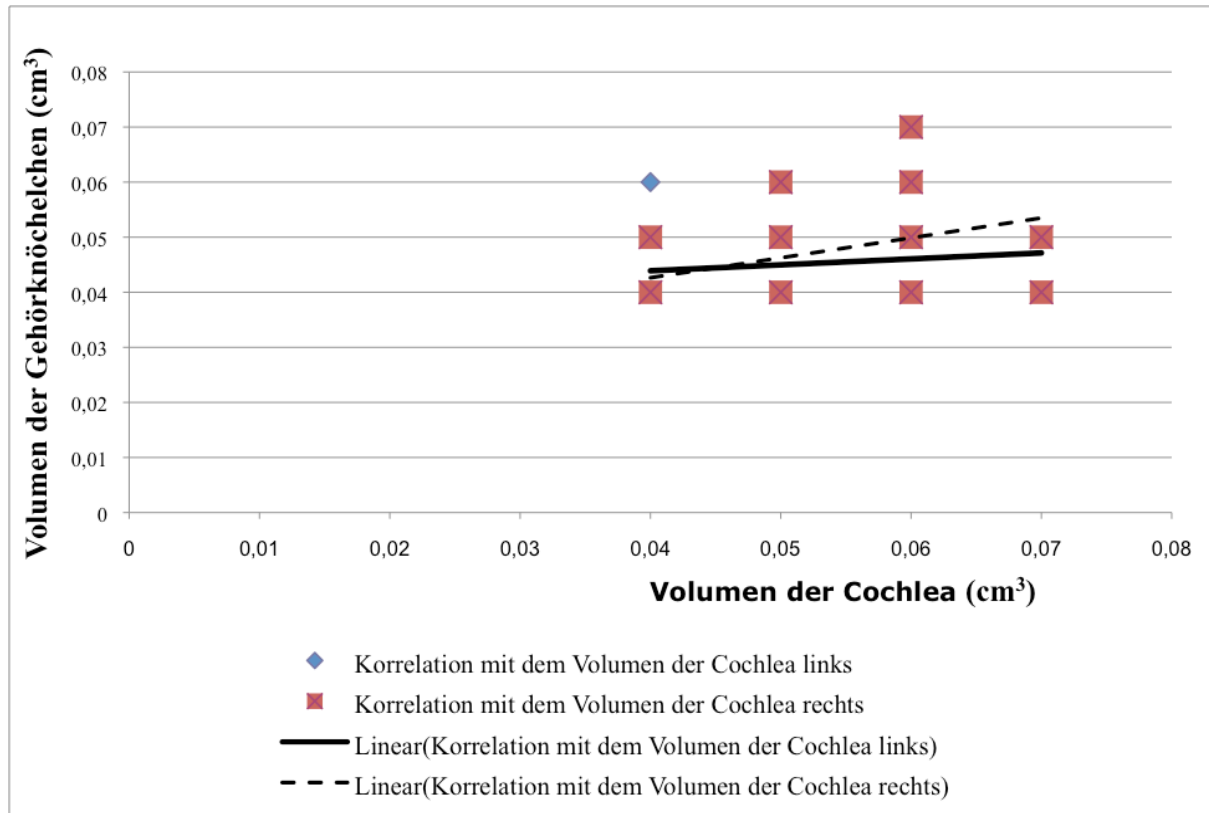


Abb. 27: Korrelation des Volumens der Cochlea mit dem Volumen der Gehörknöchelchen

5.2.7 Korrelation zwischen dem Mastoid und dem inneren Gehörgang

Die Abbildung 28 zeigt zwar eine tendenziell positive Korrelation zwischen dem Volumen des Mastoids und dem Volumen des inneren Gehörgangs, diese war aber unter den gegebenen Voraussetzungen schwach ausgeprägt (links: $r=0,33$; rechts: $r=0,36$). Beidseitig nimmt bei größerem Volumen des Mastoids das Volumen des inneren Gehörgangs schwach signifikant zu.

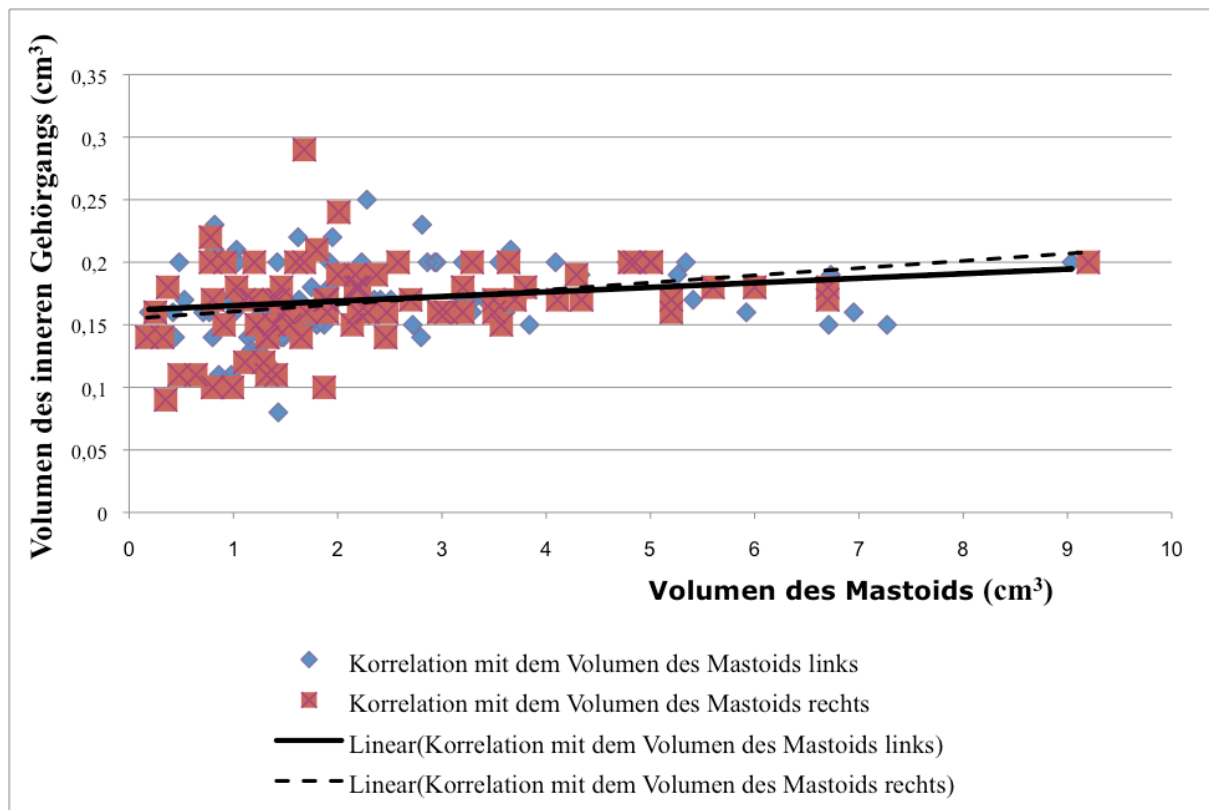


Abb. 28: Korrelation des Volumens des Mastoids mit dem Volumen des inneren Gehörgangs

5.3 Gerätespezifische Ergebnisse

Es wurde ein Rangsummentest verwendet, um gerätespezifische Unterschiede in den Messergebnissen zu veranschaulichen. Für alle volumetrischen Größen der Strukturen im Felsenbein (äußerer Gehörgang, Mittelohr, Mastoid, innerer Gehörgang, Cochlea und Gehörknöchelchen) wurde mittels eines parameterfreien Mann-Whitney-Rangsummentests vorhandene Unterschiede zwischen 16- und einem 64-Zeilen Computertomographen veranschaulicht.

Gerätespezifische Unterschiede in den Messungen liegen sowohl rechts- als auch linksseitig lediglich für die folgenden vier Strukturen vor: der äußere Gehörgang, das Mittelohr, das Mastoid und der innere Gehörgang. Die Messungen dieser Strukturen haben niedrigere Werte mit dem 16-Zeiler Computertomographen.

Die Abb. 30 mit 37 zeigen die erhobenen Messwerte und veranschaulichen die Unterschiede zwischen dem 16- und dem 64-Zeilen Computertomographen im Bezug zum Alter. Die Abbildungen zeigen jeweils signifikant höhere Messwerte bei Verwendung eines 64-Zeilen-CTs.

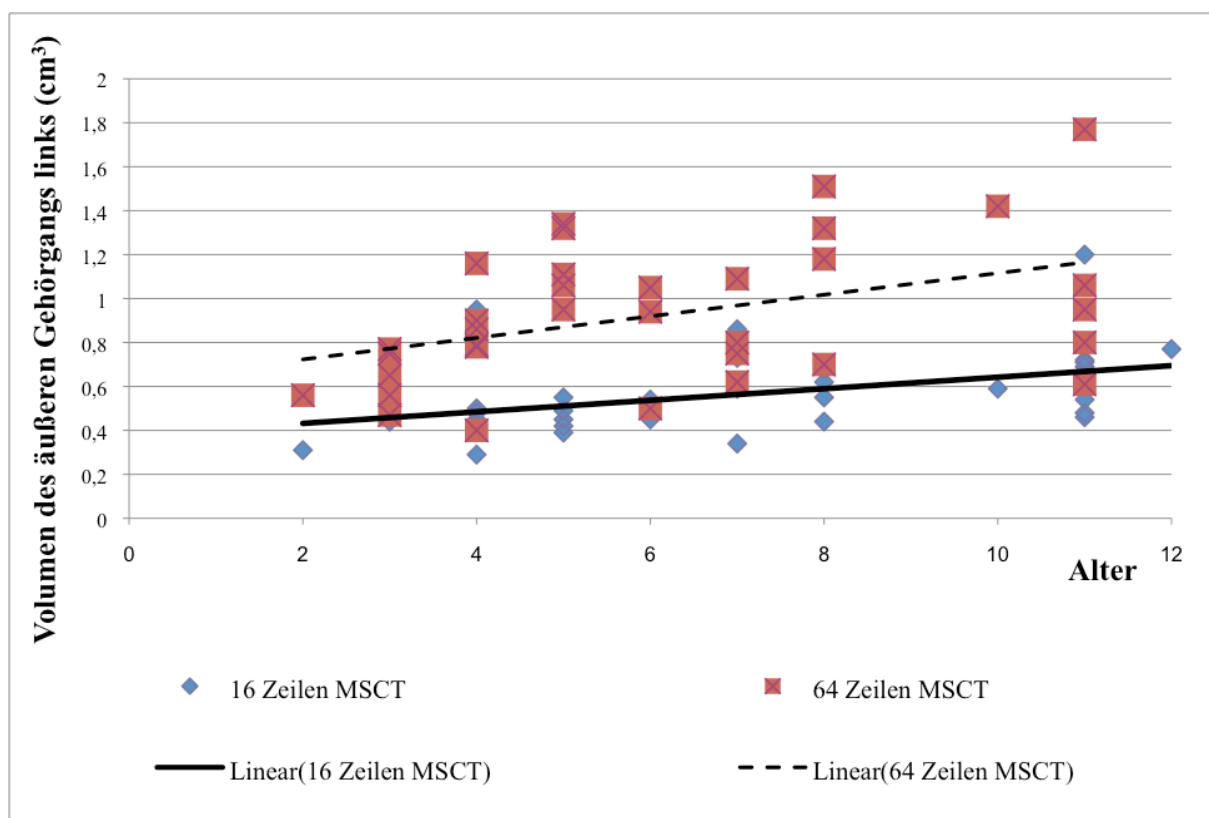
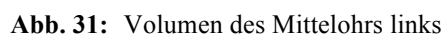
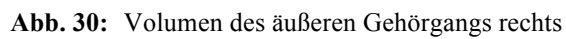


Abb. 29: Volumen des äußeren Gehörgangs links



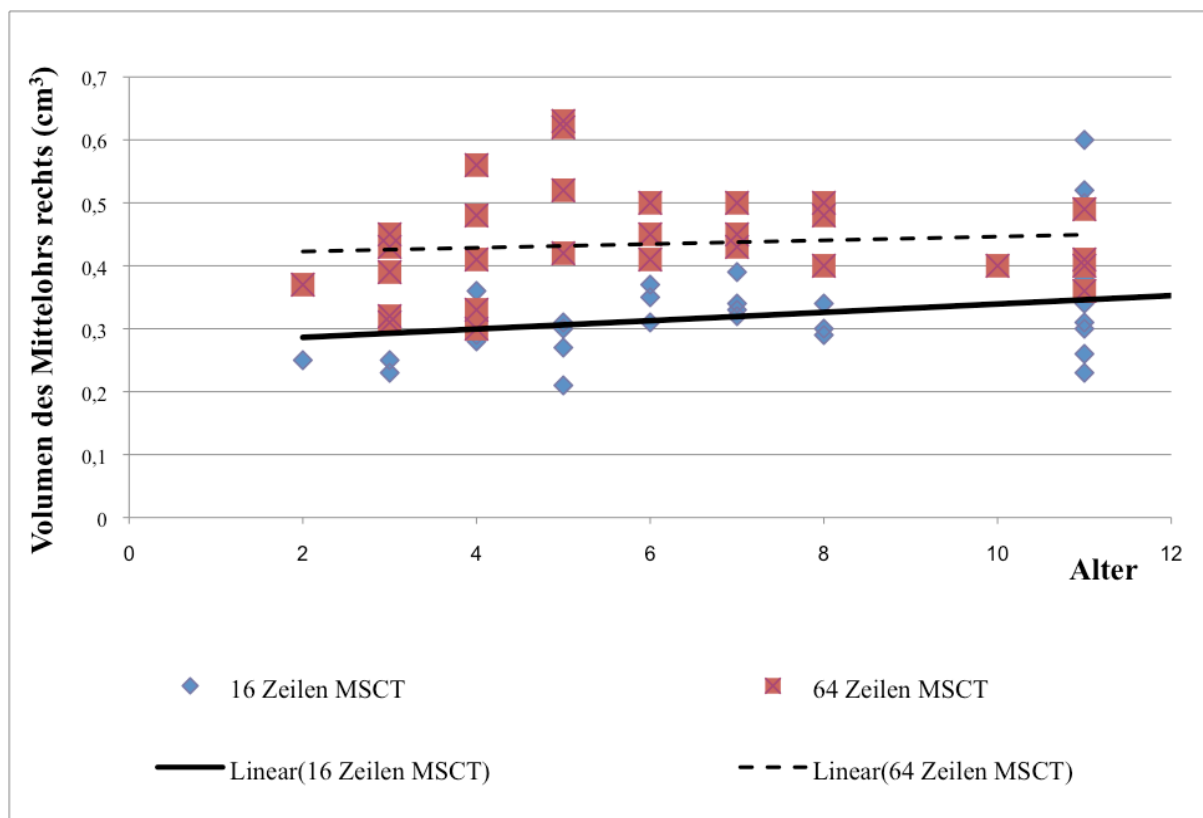


Abb. 32: Volumen des Mittelohrs rechts

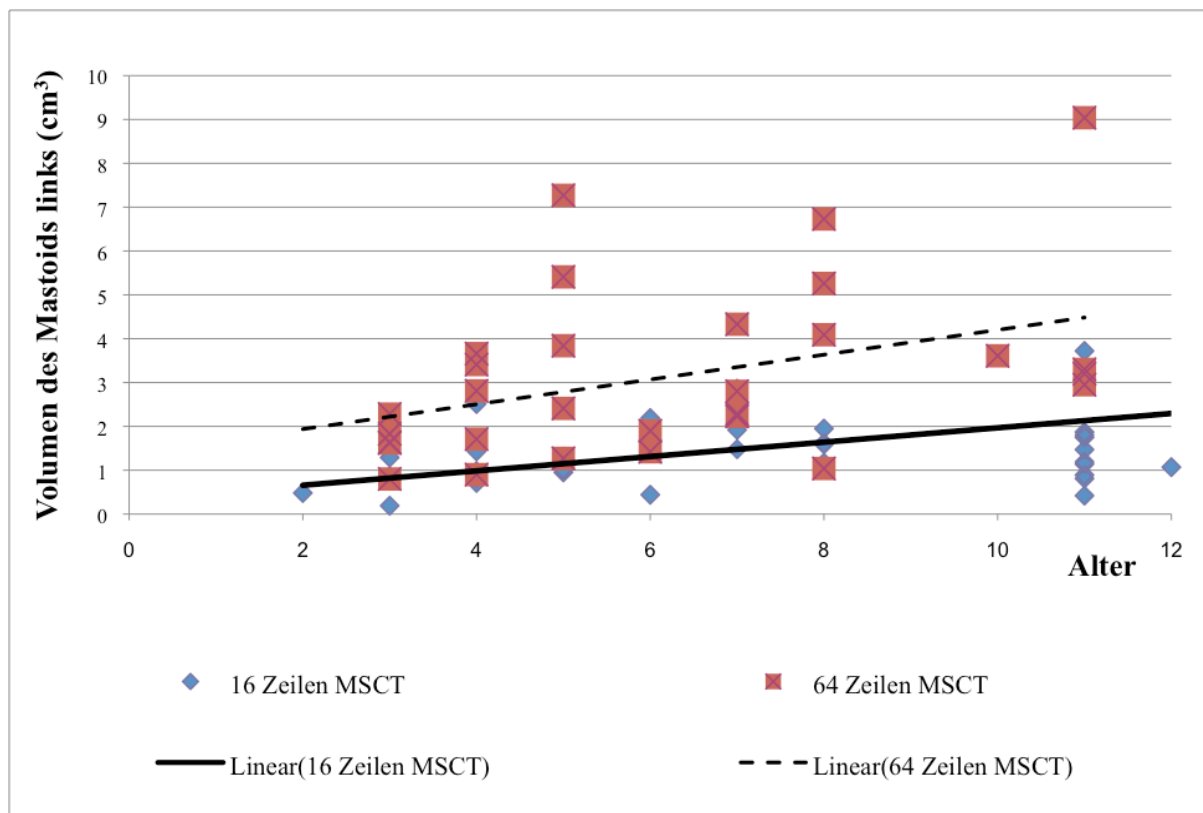


Abb. 33: Volumen des Mastoids links

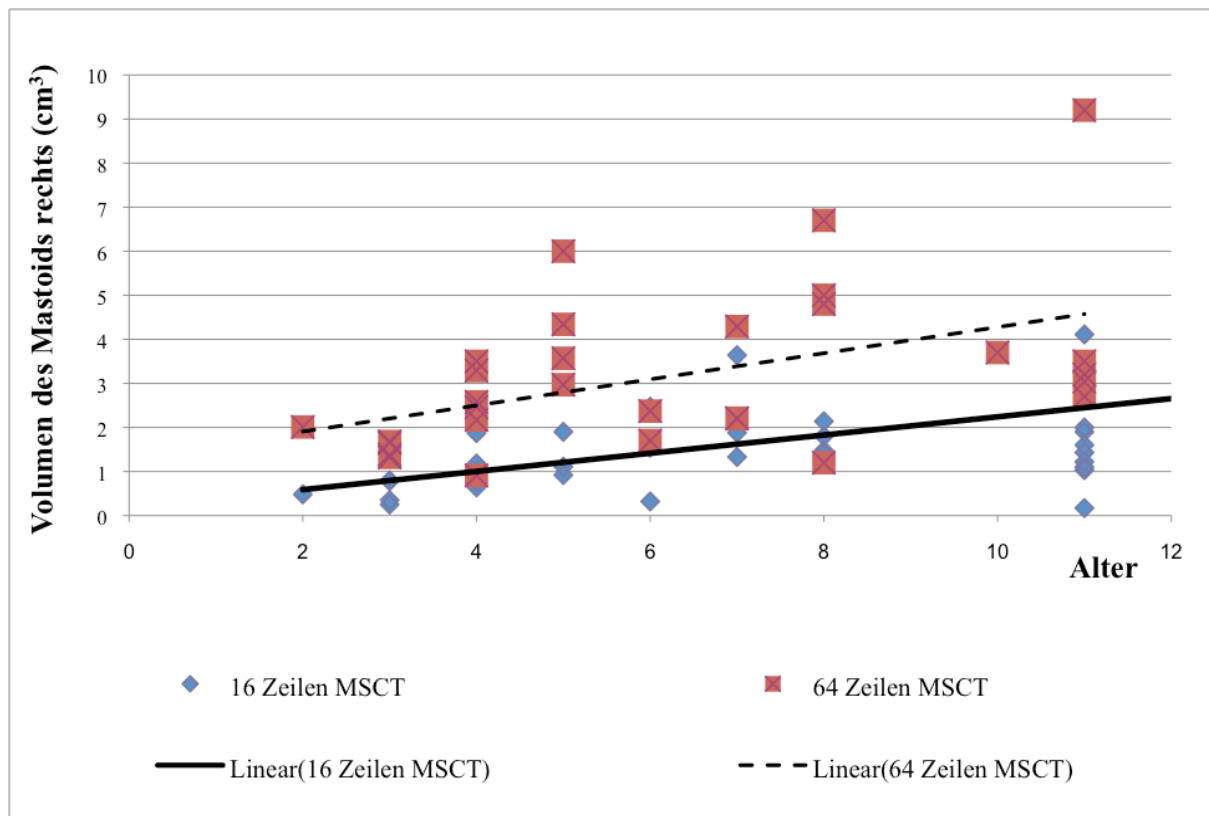


Abb. 34: Volumen des Mastoids rechts

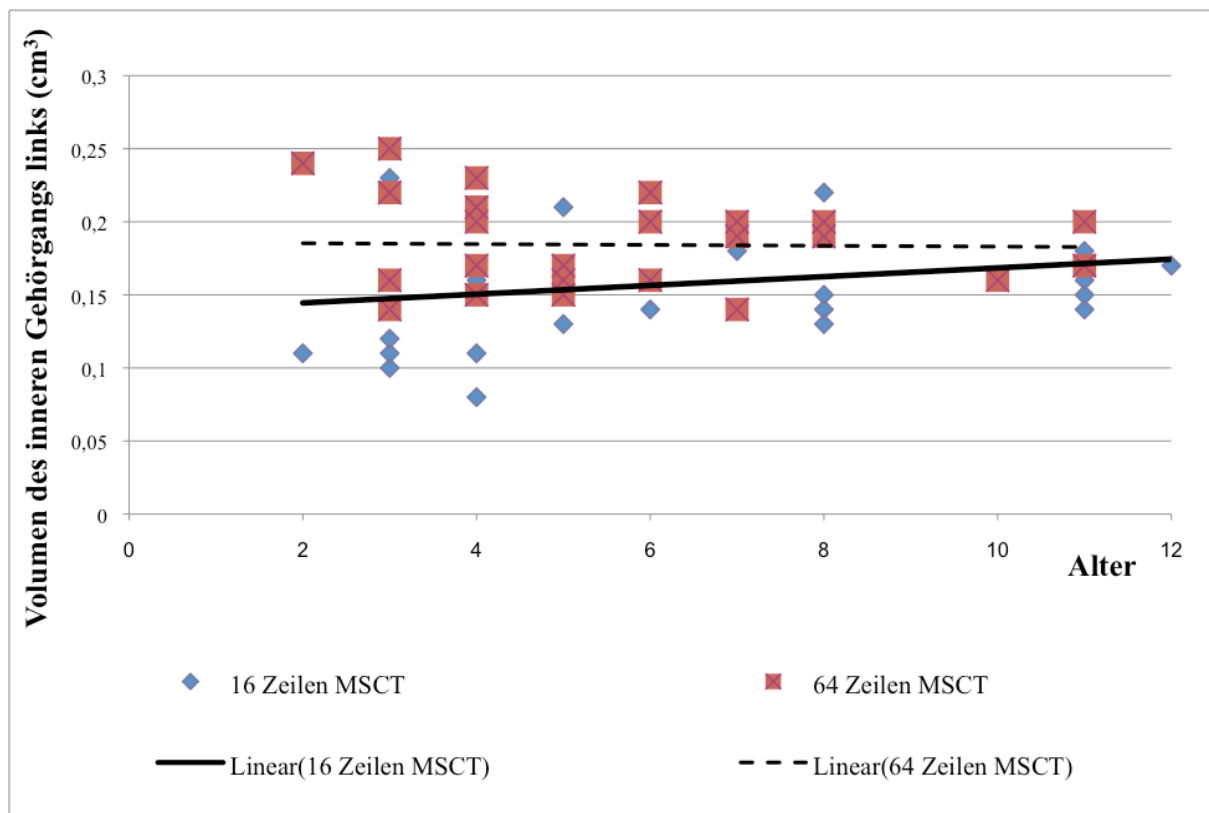


Abb. 35: Volumen des inneren Gehörgangs links

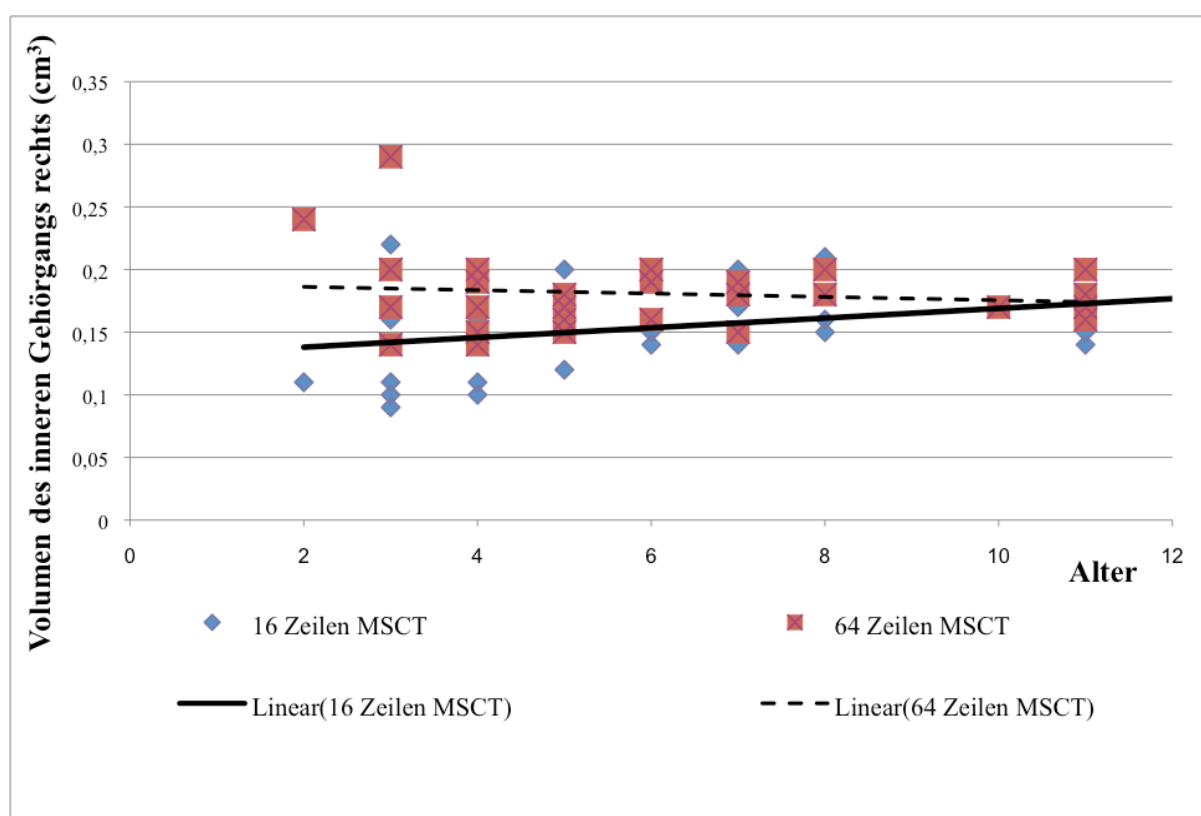


Abb. 36: Volumen des inneren Gehörgangs rechts

6 Diskussion

6.1 Hochauflösende Computertomographie

Mit der hochauflösenden CT werden anatomische Strukturen des Felsenbeins ausgezeichnet erfasst und dargestellt. Da die abzubildenden Strukturen sehr klein sind, müssen diese in Dünnschichttechnik untersucht werden. Nur so kann eine hohe Detailgenauigkeit erreicht werden. Da sich die Cornea in unmittelbarer Nähe zum Untersuchungsbereich befindet, muss diese entweder durch eine bestimmte Kippung der Gantry geschützt oder durch eine spezielle Einstellungen aus dem Scan-Bereich herausgebracht werden [15, 16, 17, 18, 19]. Im Jahre 1979 hatte Hanafee begonnen sich mit der computertomographischen Darstellung des Felsenbeins auseinanderzusetzen. Es gelang ihm den anatomischen Aufbau des Mittelohrs, mitsamt möglicher Pathologien, darzustellen [20].

Nachdem die Gerätetechnologie in den 1990er Jahren verbessert worden ist, betrachtete man die 1-mm-Schichtdicke in der Technik der Einzelschicht als Goldstandard für eine möglichst detailgetreue Darstellung. Im Jahre 1990 gelang es Astinet sehr kleine anatomische Strukturen, wie z.B. den Nervus facialis und den Steigbügel (Stapes), darzustellen. Durch die Verwendung von sehr dünnen (1mm) Schichten entstand dabei eine ausgezeichnete Bildqualität. Astinet machte darauf aufmerksam, dass es zu erheblichen Einbussen in der Detailgenauigkeit des Bildes kommen würde, wenn man bei derart feinen anatomischen Strukturen dickere Schichten (2 mm) anwenden würde [21]. Es gibt viele Publikationen, die sich mit der Dünnschichttechnik auseinandersetzen: Schneider-Möbius, D'Archambeau, Torizuka, Haas und Barr zeigten, dass für eine möglichst detailgetreue Bildgebung der Anatomie des Felsenbeins die Verwendung der Dünnschichttechnik vonnöten ist [15, 22, 23, 24, 25].

Durch die Technologie der MDCT werden noch viel dünnere Schichten für die anatomischen Strukturen des Felsenbeins angewandt: bei einer Schichtdicke von 0,5 mm und bei einem Inkrement von 0,4 mm können auch feinste Strukturen kleiner als 1mm ohne Partialvolumeneffekt dargestellt werden [14].

Es gibt viele Studien zum Vergleich der 16-Zeilen- und 64-Zeilengeräte bezüglich der Auflösung und der Darstellbarkeit. Die Studien weisen recht unterschiedliche und zum Teil gegensätzliche Ergebnisse auf. Der Hauptgrund für die deutlichen Unterschiede der Volumetrie der Strukturen des Felsenbeins mit signifikant höheren Messwerten beim 64-Multidetektor-CT gegenüber dem älteren 16-Zeilen-Gerät ist möglicherweise die Tatsache,

dass beim 64-Zeilengerät die Auflösung besser ist und somit Randunschärfen weniger ins Gewicht fallen. Dadurch kann ein realeres Volumen erzielt werden.

6.2 Volumetrie der Strukturen des Felsenbeins

6.2.1 Äußerer Gehörgang

Da der äußere Gehörgang des Menschen bei der Geburt noch nicht vollständig entwickelt ist, finden mit fortschreitendem Alter zahlreiche anatomische Umstrukturierungen statt. Die Entwicklung des Anulus fibrosus (fibrös angelegter Trommelfellring) ist bis zum zweiten Lebensjahr noch nicht vollständig abgeschlossen. Daher ist der äußere Gehörgang eines Kleinkindes kürzer, enger und im Verlauf gerader als beim Erwachsenen. Außerdem ist der äußere Gehörgang eines Kleinkindes fast vollständig knorpelig angelegt [26].

Im Erwachsenenalter ist der äußere Gehörgang dann zu zwei Dritteln knöchern und zu einem Drittel knorpelig.

Bei Kindern ist der Ossifikationsvorgang noch nicht abgeschlossen. Daher reagiert der kindliche äußere Gehörgang auf Druckunterschiede, wie z.B. bei einer tympanometrischen Volumenmessung, mit einer enormer Erweiterung, was zu signifikanten Volumenänderungen führt [27].

Die volumetrische Untersuchung des äußeren Gehörgangs findet beispielsweise in der Hörgeräteanpassung bei Kindern Verwendung: Die RECD-Messung (Real-Ear-To-Coupler-Difference) misst die Differenz zwischen dem Schalldruckpegel des Hörsystems im Kuppler und des Hörsystems vor dem Trommelfell mit eingesetztem Hörgerät. Der Schalldruckpegel, der in einem Hohlraum durch ein Hörgerät erzeugt wird, ist direkt abhängig von der Impedanz des Hohlraums, die wiederum von seinem Volumen und der Beschaffenheit der umgebenden Strukturen abhängig ist. Eine individuelle Messung des RECD-Werts für eine optimale Hörgeräteanpassung bei Kindern essentiell. Da das Volumen des äußeren Gehörgangs bei Kindern kleiner ist, muss eine Standortbestimmung und individuelle Messung mittels Otoplastik erfolgen. Durch das kleine Volumen entsteht ein höherer Schalldruckpegel am Trommelfell. Ein höherer Pegel wiederum würde eine Überverstärkung verursachen. Dies könnte zu einer Schädigung der Haarzellen im Innenohr führen. Die RECD-Messung ist von äußerster Wichtigkeit, damit derartige Schädigungen vermieden werden können [28]. Trotz der Wichtigkeit dieser Untersuchung und der damit verbundenen Optimierung der Hörgeräteanpassung, gibt es diesbezüglich nur wenig Studien [28].

Bei Kindern gibt es im Vergleich zu Erwachsenen nur wenig direkte volumetrische Mess-Methoden des äußeren Gehörgangs, darauf basierend finden hauptsächlich akustische und damit indirekte Messmethoden statt [29].

Es ist eine Arbeit erschienen, die die Änderung des Volumens des äußeren Gehörgangs in verschiedenen Altersgruppen im Kindesalter beschreibt [30]. Hier wurde gezeigt, dass das Volumen des äußeren Gehörgangs mit steigendem Alter und Gewicht nicht linear zunimmt, sondern eher gemäß einer quadratischen Gleichung: In früheren Lebensjahren findet eine stärkere Volumenzunahme statt, als in der Adoleszenz. Somit stellen Alter und Gewicht allein keinen klinisch nützlichen Voraussagewert für eine etwaige Volumenzunahme des äußeren Gehörgangs und damit für eine optimale Hörgeräteanpassung dar.

In unserer Studie konnten wir zeigen, dass einerseits mit zunehmendem Alter des Kindes das Volumen des äußeren Gehörgangs zunimmt, andererseits aber, dass das Volumen beidseits bis zu 72% von anderen Einflussfaktoren abhängt. Diese anderen Einflussfaktoren werden möglicherweise durch den noch nicht vollendeten Ossifikationsvorgang des kindlichen äußeren Gehörgangs und der damit verbundenen Volumenvariabilität der knorpeligen Strukturen erklärt. Unseren Auswertungen zufolge beträgt das Volumen des äußeren Gehörgangs in der Altersgruppe 0,5-1 Jahren $0,395 \pm 0,025 \text{ cm}^3$. Die größte Volumenzunahme des äußeren Gehörgangs ist in der Altersgruppe 4,0-4,5 Jahren ($0,97 \pm 0,01 \text{ cm}^3$). Der intraindividuelle Vergleich beider Seiten zeigt keinen statistisch signifikanten Unterschied. In der interindividuellen Betrachtung bestehen keine geschlechtsspezifischen Unterschiede. Wir konnten in unserer Studie zeigen, dass das Alter, trotz anderer Einflussfaktoren, einen signifikanten Einfluss auf das Volumen des äußeren Gehörgangs hat.

6.2.2 Mittelohr

Das Mittelohr verbindet das Innenohr mit dem äußeren Gehörgang. Es umfasst das Trommelfell und die drei Gehörknöchelchen (Malleus, Incus und Stapes). Es besteht die Möglichkeit, daß „[I]nfektionen des Mittelohrs über den petromastoidalen Kanal auf die Dura übergreifen können und zur Meningitis führen würden“[1]. Eine genaue radiologische Darstellung erlaubt somit einerseits die klinische Bewertung von Pathologien und korreliert andererseits mit verbesserten Möglichkeiten der chirurgischen Versorgung [31].

Wir konnten anhand der ausgewerteten Messergebnisse zeigen, daß in der Altersgruppe 0,5-1,0 Jahren das Volumen des Mittelohrs $0,285 \pm 0,055 \text{ cm}^3$ beträgt. Am deutlichsten nimmt das Volumen des Mittelohrs in der Altersgruppe 5,0-6,0 Jahren auf $0,44 \pm 0,01 \text{ cm}^3$ zu.

Obwohl das durchschnittliche Volumen, sowohl links, als auch rechts zwischen 83% und 92,5% von anderen Einflussfaktoren abhängt, stellt das Alter dennoch einen signifikanten Einfluss auf das Volumen des linken Mittelohrs dar. Über andere Einflussfaktoren wird in der Literatur bisher nichts berichtet. Eine mögliche Ursache können beispielsweise häufige pathologische Prozesse des Mittelohrs sein, wie die im Kleinkindalter häufigen akuten oder chronischen Mittelohrentzündungen, die mit signifikanten Volumenschwankungen des Mittelohrs einhergehen.

Der intraindividuelle Vergleich beider Seiten zeigt keinen statistisch signifikanten Unterschied. In der interindividuellen Betrachtung bestehen keine geschlechtsspezifischen Unterschiede

6.2.3 Cochlea

Das durchschnittliche Volumen der Cochlea in der Altersgruppe 0,5-1,0 Jahren beträgt 0,05 cm³. In der Altersgruppe 1,0-1,5 Jahren nimmt das Volumen der Cochlea auf 0,06 cm³ zu, wobei es in der Altersgruppe 4,5-5,0 Jahren beidseits wieder auf 0,04 cm³ abnimmt. Wir konnten in unserer Studie zeigen, daß so gut wie gar kein Einfluss des Alters auf Volumenänderungen der Cochlea besteht. Unterstrichen wird dieses Ergebnis durch den physiologisch frühen Abschluss des Größenwachstums der Cochlea im Fetus. Richard und Mitarbeiter konnten in ihrer Studie [32] anhand von „[P]räparaten der Schläfenbeine von Feten im zweiten und dritten Trimenon zeigen, daß es bereits ab der 23. Schwangerschaftswoche zum Abschluss des Größenwachstum der Cochlea kommt und z.T. Werte wie bei Erwachsenen erreicht werden“ [33].

In unserer Studie zeigte sich in den erhobenen Messwerten kein signifikanter Geschlechterunterschied. In einer vorangegangenen Studie wurden jedoch signifikante Geschlechterunterschiede in anderen computertomografisch erhobenen Messwerten gezeigt: im Ergebnis waren bei Knaben die Höhe und die Durchmesser der Windungen der Cochlea beidseits größer als bei den Mädchen [33]. Diese Unterschiede wurden zuvor von Sato und Mitarbeiter beschrieben [34].

Den Messergebnissen von Sato und Mitarbeitern zufolge betrug die „[d]urchschnittliche Länge der Windungen der Cochlea $37,1 \pm 1,6$ mm bei Männern und $32,3 \pm 1,8$ mm bei Frauen“ [33].

Diese Ergebnisse könnten für die Bereitstellung von Cochlea-Implantaten klinisch relevant sein. Weiterhin wurde von Sato und Mitarbeitern in einer kleinen Fallserie gezeigt, daß das

Alter keinen Einfluss auf Veränderungen der gemessenen Cochlea-Größen hat. Wie bereits zuvor erwähnt, ist dies ein Hinweis darauf, dass das Wachstum der Cochlea früh abgeschlossen wird [33].

Weiterhin konnten wir in unserer Studie zeigen, daß der intraindividuelle Vergleich beider Seiten keinen statistisch signifikanten Unterschied zeigte.

6.2.4 Mastoid

Das Felsenbein hat die Form einer Pyramide, in dem sich das Luftzellsystem variabel in alle verschiedenen Regionen verteilt. Die Mastoidzellen umgeben die zentralen lokalisierten Strukturen des Innenohres und haben eine weite und irreguläre Form. Obwohl alle Luftzellen miteinander verbunden sind, ist es sehr schwierig die Größe der Mastoidpneumatisation direkt zu bestimmen. Es sind viele Publikationen bezüglich der Messung der Mastoidpneumatisation erschienen [35, 36, 37, 38, 39, 40, 41, 42, 43, 44]. Vor der computertomographischen Ära wurde die Wassergewichtsmethode [42], oder die akustische Methode [40] angewandt. Mit der technischen Weiterentwicklung sind radiologische Verfahren in den Mittelpunkt gerückt. So entstanden unterschiedliche Techniken um das Volumen der Mastoidpneumatisation zu bestimmen [35, 36, 37, 38, 39, 41, 43, 44]. Frühe radiologische Methoden konnten nur die 2D Größe (wie das Areal) der Mastoidpneumatisation direkt bestimmen. Spätere Methoden versuchten das Volumen der Mastoidpneumatisation aus 2D Bildern zu errechnen. Jedoch haben diese Methoden Limitationen, da nicht klar ist, wie gut der bestimmte Wert mit dem richtigen Wert übereinstimmt [36, 43]. Mit der Entwicklung der Computertechnologie sind 3D-Computer basierte Bildrekonstruktions- und Analysetechniken entwickelt worden. Diese neue Methode macht es möglich, ein 3D-Modell für das Mittel- und Innenohr sowie das Mastoid zu rekonstruieren und erlaubt auch die Größe oder das Volumen von verschiedenen Strukturen des Ohres zu berechnen. Viele drei-dimensionale (3D) Computer basierte Bildrekonstruktions- und Analysetechniken wurden mit der sich entwickelnden Computertechnologie weiterentwickelt. Es sind einige Arbeiten erschienen welche, die Mastoidpneumatisation und ihren Nutzen beschreiben [38, 39, 44]. In unserer Studie erfolgte die Volumetrie des belüfteten Mastoids ebenso mit einer 3D-Methode. Die äußere Kontur des Mastoids wurde manuell eingezeichnet und der belüftete Anteil des Mastoids wurde vom knöchernen Anteil durch die unterschiedliche Dichte des Knochens und der Luft bestimmt. Mit der Bestimmung dieser Dichtewerte wurden nur lufthaltige Areale berücksichtigt. Aus der Addition der Schichten konnte eine 3-D Rekonstruktion erstellt und das Volumen des belüfteten Anteils des Mastoid bestimmt werden.

Obwohl nur wenig bekannt ist bezüglich der physiologischen Funktion des Mastoidzellsystems, wurde angenommen, dass es die empfindlichen Strukturen des Innenohres vor äußeren Temperaturschwankungen schützt. Zusätzlich spielt es eine bedeutende Rolle für die Druckregulation [45, 46]. Deshalb kann aus gutem Grund angenommen werden, dass das Ausmaß der Mastoidpneumatisation eine bedeutende Rolle in seiner Funktion spielt.

Die Größe der Mastoid-Pneumatisation variiert beträchtlich zwischen den einzelnen Menschen und die Entwicklung verändert sich mit dem Alter. Jedoch ist noch keine Arbeit erschienen, die die Änderung der Mastoidpneumatisation in verschiedenen Altersgruppen im Kindesalter beschreibt. Obwohl das Interesse am Felsenbein und dem Ohr zurückverfolgt werden kann bis zu Hippocrates, wissenschaftliche und systematische Studien des Mastoidzellsystems wurden zuerst von Diamant [47] berichtet, der zeigte, dass die durchschnittliche Größe des normalen Erwachsenen Mastoidzellsystems $12,07 \text{ cm}^3$ beträgt und, dass die Entwicklung des Mastoidluftzellsystems im Durchschnitt bei Knaben im 15. Lebensjahr und bei Mädchen im 10. Lebensjahr beendet ist. Der Status der Mittelohrhöhle ist abhängig von der Funktion des Mastoidluftzellsystems und dem Ausmaß der Mastoidpneumatisation. Deshalb ist es entscheidend, die Pneumatisation des Mastoidzellsystems zu bestimmen und die Physiologie bzw. die Pathophysiologie von Mittelohr und Mastoidveränderungen zu verstehen. Es besteht eine signifikante Variation der Größe der Mastoidpneumatisation zwischen Individuen und der Entwicklung der Mastoidpneumatisationsveränderungen mit dem Alter.

In unserer Studie konnten wir zeigen, dass mit zunehmendem Alter des Kindes die Mastoidpneumatisation kontinuierlich zunimmt. In der Altersgruppe von 0,5-1 Jahren beträgt sie $0,635 \pm 0,005 \text{ cm}^3$ und nimmt zwischen 4,0-4,5 Jahren links auf $3,66 \text{ cm}^3$ und rechts auf $2,73 \text{ cm}^3$ am deutlichsten zu. Die Belüftung des Mastoids nimmt mit zunehmendem Alter kontinuierlich zu. In der Altersgruppe von 9,0-10,0 Jahren beträgt sie bereits $3,9 \pm 0,25 \text{ cm}^3$. Ein statistisch signifikanter Unterschied in der intraindividuellen Betrachtung der Mastoidbelüftung konnte nicht nachgewiesen werden. In der interindividuellen Betrachtung bestehen keine geschlechtsspezifischen Unterschiede.

Es gibt viele Untersuchungen, welche das Volumen der Mastoidpneumatisation bei Erwachsenen, jedoch nicht bei Kindern, bestimmen [35, 36, 38, 41]. In diesen Untersuchungen wird jedoch nicht das Alter der untersuchten Patienten erwähnt. Nach unserer Kenntnis gibt es nur eine Studie in der Literatur, die die Größenvariation der

Mastoidpneumatisation in Abhängigkeit vom Alter untersucht hat [48]. In dieser Untersuchung hat Chatterjee et al. [48] die 2 D Größe mit einer radiographisch planimetrischen Methode und nicht das Volumen der Mastoidpneumatisation untersucht. Dabei betrug das mittlere Volumen der erwachsenen Mastoidpneumatisation $7,0 \text{ cm}^3$. Dieses Ergebnis ist ähnlich zu früheren Untersuchungen [35, 36, 38, 41]. Es konnte ebenso gezeigt werden, dass die Zunahme des Volumens der Mastoidpneumatisation, wie in unserer Untersuchung bis zur ersten Lebensdekade, deutlich bis zur frühen zweiten Lebensdekade zunimmt und dann langsamer bis zur dritten Lebensdekade zunimmt. Es konnte weiter gezeigt werden, dass dann eine geringe Abnahme des Volumens bis zur siebten Lebensdekade auftritt und danach weiterhin deutlich ab. Diese Ergebnisse sind ähnlich zu früheren Untersuchungen [48]. Da diese Untersuchung eine Querschnittsuntersuchung und keine Longitudinaluntersuchung ist, könnte die Abnahme des Ausmaßes der Mastoidpneumatisation mit dem Alter nicht komplett auf den Alterungsprozess zurückzuführen sein.

6.2.5 Innerer Gehörgang

Besonders wichtig ist die volumetrische Darstellung des inneren Gehörgangs im Hinblick auf eine Einbringung eines Cochlea-Implantats. Vor einer Operation muss geprüft werden, ob eine Schädigung oder eine Funktionseinschränkung der nervalen Strukturen in diesem Bereich vorliegt. Ist z.B. der Nervus vestibulocohlearis geschädigt, ergibt dies je nach vorhandener Restfunktionalität des Nervs, eine relative bzw. absolute Kontraindikation für einen derartigen operativen Eingriff [49].

Wir konnten in unserer Studie zeigen, dass das Alter keinen signifikanten Einfluss auf das Volumen des inneren Gehörgangs hat. Auf der linken und rechten Seite nimmt das Volumen nicht statistisch signifikant zu. Das Volumen des inneren Gehörgangs zeigt sich im Durchschnitt bei Werten zwischen $0,14 \text{ cm}^3$ und $0,25 \text{ cm}^3$. Die markanteste Zunahme des Volumens des inneren Gehörgangs liegt in der Altersgruppe zwischen 4-4,5 Jahren bei $0,25 \text{ cm}^3$. In den Altersgruppen 4.5-5,5 Jahren findet sich beidseitig sogar eine Volumenreduktion von bis zu $0,07 \text{ cm}^3$. In vorangegangenen Publikationen wird über eine pathologische Reduktion des Volumens des inneren Gehörgangs in Form einer kongenitalen Stenose berichtet, die üblicherweise mit auftretender Schwerhörigkeit bei Fehlbildung des Nervus cochlearis einhergeht [50]. Wir konnten nicht belegen, dass die in unserer Studie festgestellte Volumenreduktion in einem pathologischen oder physiologischen Zusammenhang steht. Eine altersabhängige physiologische Volumenreduktion wird in der Literatur bisher nicht beschrieben. Im intraindividuellen Seitenvergleich zeigen sich keine signifikanten

Unterschiede. Zwischen Knaben und Mädchen ergaben sich keine signifikanten Volumenunterschiede. In der Literatur wird nur die Unterschiedlichkeit von bestimmten Cochleastrukturen bei Knaben und Mädchen beschrieben [34]. Bisher unklar ist die physio-anatomische Ursache hierfür. Der intraindividuelle Vergleich beider Seiten zeigt keinen statistisch signifikanten Unterschied. In der interindividuellen Betrachtung bestanden keine geschlechtsspezifischen Unterschiede.

6.2.6 Gehörknöchelchen

Wir konnten in unserer Studie zeigen, dass rechtsseitig eine erkennbare negative Korrelation des Volumens der Gehörknöchelchen mit dem Alter besteht, und dass es linksseitig keinen Zusammenhang mit dem Alter gibt.

In der Altersgruppe von 0,5-1,0 Jahren lag das Volumen der Gehörknöchelchen bei $0,045 \pm 0,005 \text{ cm}^3$. Ab der Altersgruppe 2,0-2,5 Jahren nahm das Volumen kontinuierlich ab und erreichte in der Altersgruppe 4,5-5,0 Jahren ihren Tiefstwert bei $0,04 \text{ cm}^3$. Für die rechtsseitige Volumenminderung im Zusammenhang mit dem Alter ist in der Literatur nichts zu finden.

Im Gegensatz dazu: Olszewski verglich in seiner Studie humane Kopfpräparate von Säuglingen im Alter von 2 bis 12 Monaten die mit der Morphologie der Erwachsenen im Alter von 20 bis 50 Jahren [51]. Es zeigten sich Unterschiede in Größe und Form: Im Vergleich zu den Präparaten der Kinder zeigten sich bei den Erwachsenen folgende Veränderungen: eine Längszunahme des Malleus von durchschnittlich 11.9%, ein Incus-Längen-Zuwachs von durchschnittlich 7.6% und ein Stapes-Längen-Zuwachs von 4.5%.

Warum es in unserer Studie zu völlig anderen Ergebnissen kam ist unklar. Eine physio-anatomische Ursache hierfür wurde noch nicht beschrieben. Der intraindividuelle Vergleich beider Seiten zeigt keinen statistisch signifikanten Unterschied. In der interindividuellen Betrachtung bestehen keine geschlechtsspezifischen Unterschiede.

7 Zusammenfassung

Die Felsenbein-CT-Untersuchung im Kindesalter ist ein wichtiger Beitrag für die Diagnosestellung bzw. Diagnosesicherung einer Hörstörung, einer Missbildung, Knochenarrosionen, Fisteln bei Otitiden, Frakturen, Tumoren oder primären Knochenerkrankungen. Die etablierte Methode eignet sich nicht nur zur groben Analyse der Verhältnisse im Mittelohr und Mastoid, sondern Sie erlaubt auch eine exakte Darstellung zahlreicher kleiner Strukturen im Felsenbein.

Es wurden bei 96 Felsenbein-CT-Untersuchungen von Kindern im Alter zwischen 0 und 10 Jahren die Volumina von 12 anatomischen Strukturen auf beiden Seiten bestimmt. Diese Werte wurden dann auf Altersabhängigkeit, auf Unterschiede im Seitenvergleich, auf geschlechtsspezifische Unterschiede, auf Unterschiede von den Datensätzen zweier verschiedener Computertomographen (16- bzw. 64-Zeiler) und auf Korrelation untereinander überprüft.

Einerseits zeigten erwartungsgemäß einige anatomische Strukturen eine wachstumsbedingte Volumenzunahme mit steigendem Alter, andererseits aber war z.B. die Volumenveränderung der Cochlea nicht altersabhängig. Die Entwicklung der Cochlea ist bei Geburt bereits abgeschlossen. Bei der Auswertung der Volumina der Gehörknöchelchen zeigte sich rechtsseitig sogar eine negative Korrelation mit dem Alter, wobei es linksseitig keinen Zusammenhang mit dem Alter gibt. Der physio-anatomische Hintergrund oder eine mögliche pathologische Ursache hierfür ist unklar. Das Alter hat signifikanten Einfluss auf Volumenveränderungen des äußeren Gehörgangs, des Mittelohrs und des Mastoids. Beim äußeren Gehörgang und beim Mittelohr zeigte sich jedoch, dass das Volumen beidseits auch zu einem großen Teil von anderen Einflussfaktoren abhängt. Diese sind z.B. auf ein im Kindesalter noch nicht abgeschlossenes Wachstum und auf eine Belüftungsstörung des Mittelohrs, bei häufigen pathologischen Prozessen im Kindesalter, wie z.B. einer Otitis media, zurückzuführen.

Im intraindividuellen Seitenvergleich zeigten sich keine signifikanten Größenunterschiede.

Im untersuchten Patientenkollektiv zeigten sich für die Volumina der Strukturen des Felsenbeins keine geschlechtsspezifischen Unterschiede.

Die gemessenen Zusammenhänge könnten bei Nachweis fehlgestalteter oder traumatisch-geschädigter Strukturen den Fokus auf Felsenbeinbereiche legen, die von jener Pathologie mitbetroffen sind.

Die Datenauswertung des untersuchten Patientenkollektivs ergibt folgende Zusammenfassung für die Untersuchung und Bewertung des Felsenbeins:

- Die Entwicklung des äußeren Gehörgangs des Kindes unterliegt wachstumsbedingt und umstrukturierungsbedingt großen morphologischen Schwankungen
- Das Volumen des äußeren Gehörgangs könnte in Zukunft einen weiteren wichtigen Wert für die optimale Hörgeräteanpassung im Kindesalter darstellen, da das Alter einen signifikanten Einfluss auf die Volumenzunahme bzw. -variabilität darstellt
- Häufige pathologische Mittelohrprozesse des Kindesalters (z.B. Otitis media) könnten die großen Volumenschwankungen des Mittelohrs in den jeweiligen Altersklassen erklären
- Das Alter hat keinen signifikanten Einfluss auf den inneren Gehörgang und auf die Cochlea, bedingt durch den physiologisch frühen Abschluss des Größenwachstums der Cochlea im Fetus
- Standardisierte dreidimensionale Rekonstruktionen könnten in Zukunft in der präoperativen Diagnostik von Cochlea-Implantaten eine wichtige Rolle spielen
- Obwohl die Verwendung eines 64-Zeilen Computertomographen, im Unterschied zu einem 16-Zeilen Computertomographen, bei einigen Strukturen zu signifikant höheren Messwerten führt, spielt die technische Ausführung in der Diagnostik keine wesentliche Rolle. Denn mit beiden Geräten können die zu untersuchenden Felsenbeinstrukturen in genügender Auflösung dargestellt werden. Entscheidend ist hier vor Allem die Bildrekonstruktion
- Bei der statistischen Betrachtung der vermessenen Strukturen des Felsenbeins im intraindividuellen Seitenvergleich zeigen sich keine statistisch signifikanter Unterschiede. In der interindividuellen Betrachtung waren keine geschlechtsspezifischen Unterschiede

8 Literaturverzeichnis

- [1] Struffert T. Diagnostik des Felsenbeins. *Der Radiologe*; (2005); 45: 816-827.
- [2] Graumann W. *Compakt-Lehrbuch Anatomie*: in 4 Bänden; Stuttgart; New York: Schattauer (2004-2005); 1: 110-130.
- [3] Henle H. Bericht über Versuche, den Processus mastoideus im Röntgenbild darzustellen. *Verlg Dtsch Naturforsch* (1904) (zitiert bei Mayer EG, *Otologische Röntgendiagnostik*).
- [4] Schüller A. (1905) *Die Schädelbasis im Röntgenbild*. Lucas Gräfe und Sillern, Hamburg (zitiert bei Mayer EG, *Otologische Röntgendiagnostik*).
- [5] Bonn M. *Computer-Tomographie*. Seminar WS 1999/2000: Robotik in der Medizin. Universität Karlsruhe (2000)
- [6] Liebl M. *Die Darstellung des Felsenbeins in der Multi-Slice-CT – ein qualitativer Vergleich mit der Single-Slice-CT*; Ludwig-Maximilians-Universität München (2004).
- [7] BUCH
- [8] Kalender WA. *Die Computertomographie*. Wiley-VCH, Weinheim, 2000.
- [9] Kearney SE, Garvey CJ. Unravelling the helix – a physician's guide to spiral computed tomography. *Postgrad Med J* (1998); 74: 96-100.
- [10] Dehner G, Klingenbeck-Regn K: *Röntgen-Computertomograph zur Erzeugung von Röntgenshattenbildern* (1998) DE-A1-197 21 535.
- [11] Spiekermann A. *Neues Verfahren der Dünndarstdarstellung mit Hilfe von negativem Kontrastmittel in der Mehrzeilendetektor-Computertomographie*; Ludwig-Maximilians-Universität München (2007).
- [12] Klingenbeck-Regn K, Schaller S, Flohr T, Ohnesorge B, Kopp AF, Baum U. Subsecond multi-slice computed tomography: basics and applications. *Eur J Radiol*. 1999; 31: 110-124
- [13] Torizuka T., Hayakawa K., Satoh Y., Tanaka F., Saitoh H., Okuno Y., Ogura A., Nakayama Y., Konishi J. High-resolution CT of the temporal bone: a modified baseline. *Radiology* (1992); 184: 109-111.
- [14] Steinbach S., Fitzthum A., Reiser M., Hundt W. Der petromastoidale Kanal: Eine computertomographische Untersuchung. *HNO*; (2009); 57: 142–145.
- [15] Torizuka T., Hayakawa K., Satoh Y., Tanaka F., Saitoh H., Okuno Y., Ogura A., Nakayama Y., Konishi J. High-resolution CT of the temporal bone: a modified baseline. *Radiology* (1992); 184: 109-111.
- [16] Czerny C, Turetschek K, Duman M, Imhof H. Bildgebung des Mittelohres CT und MRT, *Der Radiologe*; (1997); 945-53.

- [17] Köster, O. Computertomographie des Felsenbeines, Thieme-Verlag, Stuttgart, New York, 1988.
- [18] Oberascher G, Grobovschek M, Albegger K. Ausschluss eines Cholesteatomrezidives mittels HRCT. Kann man auf diese Weise auf den „Second look“ verzichten? HNO (1988); 36: 181-187.
- [19] Swartz JD, Lansman AK, Berger AS, Wolfson RJ, Bell G, Popky GL, Swartz NG Stapes prosthesis: evaluation with CT, Radiology; (1986); 158: 179-182.
- [20] Hanafée WN, Hermann AJ, Mancuso AA, Winter J. Computer tomography scanning of the temporal bone. Ann Otol.; (1979); 88; 721-28.
- [21] Astinet F, Langer M, Keske U, Zwicker C, Hippel K, Felix R. Die hochauflösende Computertomographie der Felsenbeine mit zwei- und dreidimensionaler Rekonstruktion; Fortschritt Röntgenstrahlen; (1990); 153 1; 14-21.
- [22] Haas JP, Kahle G. Wie kann heute das Felsenbein radiologisch am besten dargestellt werden? HNO; (1988); 36: 89-101.
- [23] Barr MS, Lewin JS. Computed tomographic evaluation of otosclerosis; Am J. of Otolaryngology; (1993); 14: 4; 282-284.
- [24] Schneider-Möbius C. Stellenwert der CT bei der Diagnostik von Missbildungen des Ohres, Dissertation A; Universität Leipzig (1996).
- [25] d'Archambeau, Parizel PM, Koekelkoren E, Van De Heyning P, De Schepper AM. CT diagnosis and differential diagnosis of otodystrophic lesion of the temporal bone. European J. of Radiology, (1990); 11: 22-30.
- [26] J.C. Saunders. K.J.E.M. Relkin, The structural and functional development of the outer and middle ear, in: Development of Auditory and Vestibular Systems, New York Academic, New York, 1983.
- [27] L.M. Mc, C.H. Webb., Ear studies in the newborn infant: natural appearance and incidence of obscuring by vernix cleansing of vernix, and description of drum and canal after cleansing, J. Pediatr. 51 (1957) 672–677.
- [28] K. Bingham, L.M. Jenstad, N. Shahnaz. Longitudinal changes in real-ear to coupler difference measurements in infants, J. Am. Acad. Audiol. 20 (2009) 558–568.
- [29] D.H. Keefe, J.C. Bulen, K.H. Arehart, E.M. Burns. Ear-canal impedance and reflection coefficient in human infants and adults, J. Acoust. Soc. Am. 94 (1993) 2617–2638.
- [30] H. Noh, D.-H. Lee International Journal of Pediatric Otorhinolaryngology (2012) 76 658–662.
- [31] Parlier-Cuau C., Champsaur P., Perrin E., Rabischong P., Lassau JP., High-resolution computed tomography of the canals of the temporal bone: anatomic correlations. Surgical and Radiologic Anatomy (1999); 20: 437-444.

- [32] Richard C, Laroche N, Malaval L, Dumollard JM, Martin Ch, Peoch M, Vico L, Prades JM. New insight into the bony labyrinth: a microcomputed tomography study. *Auris Nasus Larynx*.(2010); 37: 155-161.
- [33] Daum. Quantitative Vermessung der Morphologie des Felsenbeins in der Computertomographie im Kindesalter; Ludwig-Maximilians-Universität München (2001).
- [34] Sato H, Sando I, Takahashi H. Sexual dimorphism and development of the human cochlea. Computer 3-D measurement. *Acta Otolaryngol*.(1991); 111: 1037-1040.
- [35] Andreasson L, Mortensson W. Comparison between the area and the volume of the air filled ear space. *Acta Radio* (1975); 16: 347–352.
- [36] Colhoun EN, O'Neill G, Francis KR, Hayward C. A comparison between area and volume measurements of the mastoid air spaces in normal temporal bones. *Clin Otolaryngol* (1988); 13:59–63.
- [37] Isono M, Murata K, Azuma H, Ishikawa M, Ito A. Computerized assessment of the mastoid air cell system. *Auris Nasus Larynx* (1999); 26:139–145.
- [38] Koc A, Ekin G, Bilgili AM, Akpınar IN, Yakut H, Han T. Evaluation of the mastoid air cell system by high resolution computed tomography: three-dimensional multiplanar volume rendering technique. *J Laryngol Otol* (2003); 117:595–598.
- [39] Luntz M, Malatskey S, Tan M, Bar-Meir E, Ruimi D. Volume of mastoid pneumatization: three-dimensional reconstruction with ultrahigh-resolution computed tomography. *Ann Otol Rhinol Laryngol* (2001); 110:486–490.
- [40] Molvaer OI, Vallersnes FM, Kringlebotn M. The size of the middle ear and the mastoid air cell system measured by an acoustic method. *Acta Otolaryngol* (1978); 85:24–32.
- [41] Park MS, Yoo SH, Lee DH. Measurement of surface area in human mastoid air cell system. *J Laryngol Otol* (2000); 114: 93– 96.
- [42] Silbiger H. Über das Ausmass der Mastoidpneumatisation beim Menschen. *Acta Anat* (1950); 11:215–223.
- [43] Todd NW, Pitts RB, Braun IF, Heindel H. Mastoid size determined with lateral radiographs and computerized tomography. *Acta Otolaryngol* (1987); 103: 226–231.
- [44] Vrabec JT, Champion SW, Gomez JD, Johnson RF Jr, Chaljub G. 3D CT imaging method for measuring temporal bone aeration. *Acta Otolaryngol* (2002); 122: 831–835.
- [45] Austin DF. On the function of the mastoid. *Otolaryngol Clin North Am* (1977); 10: 541–547.
- [46] Sade J. The correlation of middle ear aeration with mastoid pneumatization. The mastoid as a pressure buffer. *Eur Arch Otorhinolaryngol* (1992); 249: 301–304.
- [47] Diamant M. Otitis and pneumatization of mastoid bone. *Acta Otolaryngol* (1940); 41:10.

-
- [48] Chatterjee D, Ghosh TB, Ghosh BB. Size variation of mastoid air cell system in Indian people at different age groups: a radiographic planimetric study. *J Laryngol Otol* (1990); 104: 603–605.
- [49] Gottschalk S, Gehrking E, Petersen D. Fehlbildungen des Felsenbeins. *Clinical Neuroradiology*(2006); 16: 17-32.
- [50] Baek SK, Chae SW, Jung HH. Congenital internal auditory canal stenosis. *J Laryngol Otol*.(2003); 117: 784-787.
- [51] Olszewski J., Structure of the middle ear in infants. *Otolaryngol Pol*.(1989); 43: 278-83.

9 Abbildungsverzeichnis

	<u>Seite</u>
Abb. 1a–m: [C]T (1 mm Schichtdicke) eines Felsenbeins mit normaler Anatomie	1
Abb. 2: [M]ehrzeilen - Spiral - Computertomograph (MSCT)	9
Abb. 3: [Ü]berlagerung von Teilbildern bei mehreren Detektorzeilen	10
Abb. 4: Volumetrie des Meatus acusticus externus mit der 3D-Methode	14
Abb. 5: Volumetrie des Mittelohrs mit der 3D-Methode	15
Abb. 6: Volumetrie der Cochlea mit der 3D-Methode	16
Abb. 7: Volumetrie des belüfteten Mastoids mit der 3D-Methode	17
Abb. 8: Volumetrie des Meatus acusticus internus mit der 3D-Methode	18
Abb. 9: Volumetrie der Gehörknöchelchen mit der 3D-Methode	19
Abb. 10: Volumetrische Veränderungen des äußeren Gehörgangs (Altersklassen)	21
Abb. 11: Volumetrische Veränderungen des äußeren Gehörgangs (in Jahren)	22
Abb. 12: Volumetrische Veränderungen des Mittelohrs (Altersklassen)	23
Abb. 13: Volumetrische Veränderungen des Mittelohrs (in Jahren)	24
Abb. 14: Volumetrische Veränderungen der Cochlea (Altersklassen)	25
Abb. 15: Volumetrische Veränderungen der Cochlea (in Jahren)	26
Abb. 16: Volumetrische Veränderung der Mastoidbelüftung (Altersklassen)	27
Abb. 17: Volumetrische Veränderung der Mastoidbelüftung (in Jahren)	28
Abb. 18: Volumetrische Veränderungen des inneren Gehörgangs (Altersklassen)	29
Abb. 19: Volumetrische Veränderungen des inneren Gehörgangs (in Jahren)	30
Abb. 20: Volumetrische Veränderungen der Gehörknöchelchen (Altersklassen)	31
Abb. 21: Volumetrische Veränderungen der Gehörknöchelchen (in Jahren)	32
Abb. 22: Korrelation des Volumens des äußeren Gehörgangs mit dem Volumen des Mittelohrs	33
Abb. 23: Korrelation des Volumens des äußeren Gehörgangs mit dem Volumen des Mastoids	34
Abb. 24: Korrelation des Volumens des äußeren Gehörgangs mit dem Volumen des inneren Gehörgangs	35
Abb. 25: Korrelation des Volumens des äußeren Gehörgangs mit dem Volumen der Gehörknöchelchen	36
Abb. 26: Korrelation des Volumens des Mittelohrs mit dem Volumen des Mastoids	37
Abb. 27: Korrelation des Volumens der Cochlea mit dem Volumen der Gehörknöchelchen	38
Abb. 28: Korrelation des Volumens des Mastoids mit dem Volumen des inneren Gehörgangs	39

	<u>Seite</u>
Abb. 29: Volumen des äußeren Gehörgangs links	40
Abb. 30: Volumen des äußeren Gehörgangs rechts	41
Abb. 31: Volumen des Mittelohrs links	41
Abb. 32: Volumen des Mittelohrs rechts	42
Abb. 33: Volumen des Mastoids links	42
Abb. 34: Volumen des Mastoids rechts	43
Abb. 35: Volumen des inneren Gehörgangs links.....	43
Abb. 36: Volumen des inneren Gehörgangs rechts.....	44

10 Anhang

10.1 Danksagung

Mein ganz besonderer Dank gilt meinem Doktorvater Herrn Prof. Dr. Hundt, der auch an schwierigen Tagen stets an meiner Seite stand und mich menschlich sehr einfühlsam und fachlich auf höchstem Niveau unterstützte.

Außerdem möchte ich den Mitarbeitern des Institutes für Klinische Radiologie der Universität München für die Zusammenarbeit und stete Hilfsbereitschaft danken.

Ich danke meiner Frau, meiner Familie und meinen Freunden für ihre Geduld, Motivation und für die liebevolle Anteilnahme.

11 Eidesstattliche Versicherung/Affidavit

Hiermit versichere ich an Eides statt, dass ich die vorliegende Dissertation Computertomographische Untersuchung zur volumetrischen Entwicklung der Strukturen im Felsenbein selbstständig angefertigt habe, mich außer der angegebenen keiner weiteren Hilfsmittel bedient und alle Erkenntnisse, die aus dem Schrifttum ganz oder annähernd übernommen sind, als solche kenntlich gemacht und nach ihrer Herkunft unter Bezeichnung der Fundstelle einzeln nachgewiesen habe.

I hereby confirm that the dissertation Computertomographische Untersuchung zur volumetrischen Entwicklung der Strukturen im Felsenbein the result of my own work and that I have only used sources or materials listed and specified in the dissertation.

München, den 27.04.2019

Timur Ucmak

Munich, date 27.04.2019

Name, name